
Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

**Abrasionsbeständigkeit verschiedener
CAD/CAM-Materialien sowie die Zuverlässigkeit
der Volumenverlustquantifizierung**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Alexander Grau

aus **Augsburg**

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatte(r)in: PD Dr. rer. hum. biol. habil. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk,
MSc

Mitberichterstatte(r)innen: Prof. Dr. Nicoleta Ilie

Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 19.07.2018

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	5
2	Literaturübersicht.....	7
2.1	Grundlagen der Tribologie	7
2.1.1	Oberflächenzerrüttung	8
2.1.2	Abrasion.....	8
2.1.3	Adhäsion	10
2.1.4	Tribochemische Reaktion	10
2.2	Tribologie in der Zahnmedizin	10
2.2.1	Attrition	11
2.2.2	Abrasion.....	11
2.2.3	Erosion.....	11
2.3	Verschleißtests in der Zahnmedizin	12
2.3.1	In Vivo Verschleißtests	12
2.3.2	In Vitro Verschleißtests	13
2.4	Kunststoffe.....	24
2.4.1	Komposite.....	24
2.4.2	Polymethylmethacrylat (PMMA)	29
2.5	Keramiken	30
3	Ziel der Doktorarbeit	32
4	Material und Methode	33
4.1	Untersuchte Materialien	33
4.2	Methode	34
4.2.1	Herstellung der Prüfkörper	34
4.2.2	Herstellung der Antagonisten	36
4.2.3	Kausimulation.....	37
4.3	Digitalisierung der Prüfkörper.....	39
4.3.1	SD Mechatronik Laserscanner (SDM)	39
4.3.2	Laserscanning Mikroskop (LSM).....	40
4.3.3	Vollautomatische geometrische Methode	41

4.4	Statistische Auswertung	43
5	Ergebnisse.....	45
5.1	Versuch zur Ermittlung der geeigneten Auflösung	45
5.2	Quantifizierung des Volumenverlusts	46
5.3	Validierung: Zuverlässigkeit und Übereinstimmung SDM Scans	47
5.4	Post-hoc power Analyse	50
5.5	Ausreißer	50
5.6	Mikrotopografische Untersuchungen	51
6	Diskussion	54
6.1	Werte des Volumenverlusts.....	54
6.2	Mikrotopographische Untersuchung	56
6.3	Parameter der Kausimulation	56
6.4	Quantifizierung des Volumenverlusts	57
6.5	Vollautomatische geometrische Methode	58
7	Zusammenfassung	61
8	Literaturverzeichnis	63
9	Danksagungen	63

1 Einleitung

Digitale Technologien sind ein schnellwachsendes Feld in der Zahnmedizin, was einen Wandel von manuellen hin zu automatisierten Arbeitsabläufen zur Folge hat [1]. Auch führt die Möglichkeit der Verarbeitung neuer CAD/CAM-Materialien (computer-aided design/ computer-aided manufacturing) mit hoher Präzision zu einer Verbesserung der Qualität dentaler Restaurationen [2].

In den letzten Jahren konnte ein starker Anstieg der Verwendung von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen im zahnärztlichen Bereich beobachtet werden. Die Gründe hierfür sind vielfältig. Zum einen führt der steigende ästhetische Anspruch der Patienten zu vermehrter Nachfrage nach zahnfarbenen Restaurationen auch im Seitenzahnbereich. Zum anderen ermöglichen große Fortschritte im Bereich der Herstellungsmethoden sowie der intraoralen Bildgebung die Verwendung dieser Materialien. Daher gehören die Herstellung und Weiterentwicklung von Materialien, welche sich für das CAD/CAM-Verfahren eignen, zu den am schnellsten wachsenden Bereichen in der dentalen Werkstoffkunde [3].

Die zwei wesentlichen Materialgruppen zur Verwendung im CAD/CAM-Bereich sind Keramiken und polymere Komposite. Restaurationen hergestellt aus Keramikblöcken zeigen gute ästhetische Eigenschaften bei hoher Festigkeit und niedrigen Verschleißraten [4, 5]. Durch neuartige Polymerisationsmethoden und Veränderungen der Struktur und Zusammensetzung werden für die maschinelle Herstellung entwickelte Kompositblöcke jedoch zunehmend zur Alternative. Auch da sie Vorteile wie die kostengünstige Herstellung sowie die unkomplizierte intraorale Reparaturfähigkeit bieten [3]. Durch die standardisierte Herstellung der Materialblöcke unter industriellen Bedingungen ist die Qualität der Materialien gewährleistet. Dadurch enthalten die Blöcke unter anderem weniger herstellungsbedingte Fehlstellen in Form von Hohlräumen als im Mund direkt gefertigte Restaurationen aus Komposit, was ihre Festigkeit deutlich erhöht [6, 7].

Das ideale Komposit soll neben den ästhetischen und biologischen vor allem die funktionellen Eigenschaften des natürlichen Zahns erfüllen. Einer der Hauptgründe für das Versagen von direkten Kompositrestaurationen ist nach Sekundärkaries und Frakturen der Verschleiß [8].

Das Verschleißverhalten gerade in Bereichen hoher okklusaler Belastung war in der Vergangenheit oftmals eine Schwachstelle. Angestrebt wird ein Optimum zwischen hoher Verschleißfestigkeit, geringem Verschleiß des Antagonisten sowie einem vertikalen Verschleißverhalten ähnlich dem der

natürlichen Bezahnung. Die Eigenschaften des menschlichen Zahnschmelzes gelten hierbei als ideales Referenzmaterial [9, 10]. Aus diesem Grund ist das Untersuchen des Verschleißverhaltens eines Materials von großer Relevanz für dessen klinische Anwendung.

In vivo Studien sind aufgrund individueller anatomischer Verhältnisse schwer vergleichbar und zudem zeitaufwändig. Deshalb werden in vitro Verschleißtests in Form von Kausimulationen durchgeführt, um neue Materialien vor der klinischen Anwendung auf deren Verhalten zu testen [10]. Um den Materialverlust, bedingt durch Simulation der Kauvorgänge, quantifizieren zu können, stehen diverse Digitalisierungsmethoden zur Verfügung. Dabei wird das dreidimensionale Scannen unter anderem aufgrund seiner hohen Genauigkeit und Reproduzierbarkeit bevorzugt [11]. In dieser Dissertation wurden vier CAD/CAM Materialien auf ihr Verschleißverhalten mittels Kausimulation untersucht. Dabei handelte es sich eine Hybridkeramik, einen ungefüllten PMMA-Kunststoff sowie zwei Komposite. Die Verschleißflächen wurden zum einen mit einem konfokalen Laser Scanning Mikroskop (LSM), und zum anderen mit einem 3D Laserscanner digitalisiert. Der Volumenverlust wurde mit einem eigens entwickelten Skript in R-Software quantifiziert und mit dem Ergebnis der LSM Analysesoftware verglichen.

2 Literaturübersicht

2.1 Grundlagen der Tribologie

Die Erforschung der Reibung kann auf das Jahr 1492 zurückgeführt werden. Leonardo Da Vinci stellte schon damals fest, dass der Reibungswiderstand zweier Festkörper von deren Oberflächenbeschaffenheit abhängt. Dieser könne durch Schmiermittel verringert werden. Erst Mitte des 20. Jahrhunderts wurde das heutige technische Gebiet der Tribologie (griechisch *tribein*: reiben) in Großbritannien begründet. Die Originaldefinition des Begriffs Tribologie lautet ins Deutsche übersetzt: „Tribologie ist die Wissenschaft und Technik von Wirkflächen in Relativbewegung und zugehöriger Technologien und Verfahren.“ Heute lässt sich diese Definition erweitern, wonach die Tribologie „das Gesamtgebiet von Reibung und Verschleiß, einschließlich Schmierung [umfasst]“ [12]. In der Technik können zahlreiche Funktionen nicht ohne die Entstehung von Reibung und Verschleiß der entsprechenden Werkstoffe ausgeführt werden. Bei Reibung und Verschleiß handelt es sich jedoch nicht um Materialeigenschaften, welche sich durch Werkstoffkenndaten beschreiben lassen, sondern um sogenannte „Systemeigenschaften“. Diese sind durch die Summe verschiedener Parameter und Einflussgrößen des tribologischen Systems gekennzeichnet [13]. Ein tribologisches System besteht vereinfacht gesagt aus einem Grundkörper (1), einem Gegenkörper (2) und einem Zwischenmedium (3), welche sich in einem Umgebungsmedium (4) befinden [14].

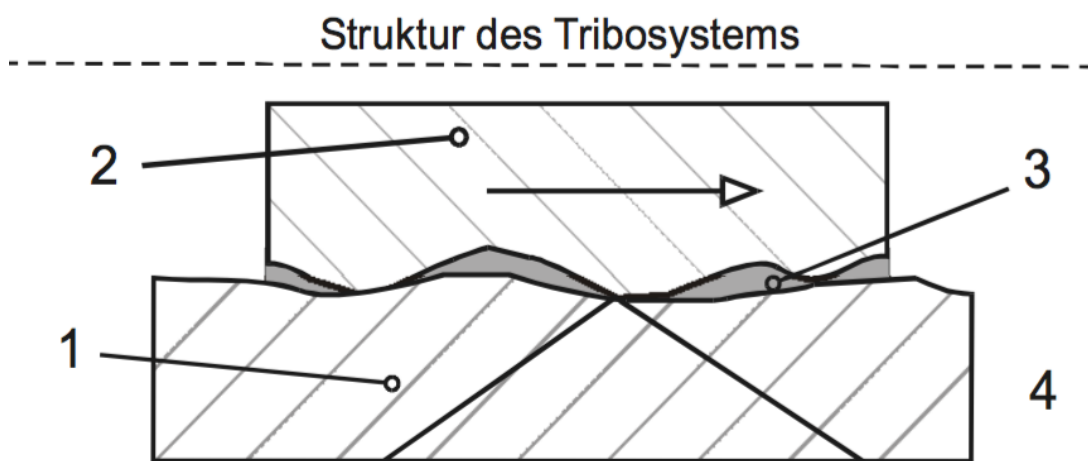


Abbildung 1: Ein Tribosystem besteht aus einem Grundkörper (1), einem Gegenkörper (2), einem Zwischenmedium (3) und einem Umgebungsmedium (4) [14].

Das System beinhaltet alle „an einer Relativbewegung und Wechselwirkung zwischen Oberflächen unter Einfluss von Kräften“ beteiligten stofflichen Komponenten und ihre Eigenschaften. Führen diese zu fortschreitendem Materialverlust eines Festkörpers, spricht man von Verschleiß [14]. Bei einem Verschleißvorgang kommt es zu physikalischen und chemischen Prozessen, welche im Bereich der Grenzflächen der Kontaktpartner auftreten. Basierend auf dem zugrundeliegenden Mechanismus des Festkörperverschleißes kann eine Einteilung der elementaren Verschleißmechanismen vorgenommen werden:

- Oberflächenzerrüttung
- Abrasion
- Adhäsion
- Tribochemische Reaktion

In der Praxis kann jedoch meist von einer Überlagerung verschiedener Mechanismen ausgegangen werden, weshalb die Einteilung eher theoretischer Natur ist [13].

2.1.1 Oberflächenzerrüttung

Hierbei handelt es sich um eine Werkstoffermüdung bzw. Festigkeitsabnahme, welche der wiederholt auftretenden, wechselnden Beanspruchung der oberflächennahen Gebiete von Grund- und Gegenkörper geschuldet ist. Durch den zyklischen Wechsel zwischen Druck- und Zugspannung entstehen Spannungsmaxima. Diese führen zu Rissbildung und Risswachstum, bis hin zur Materialtrennung und Abtragung [12-14].

2.1.2 Abrasion

Bei Relativbewegungen von verschieden harten oder rauen Kontaktpartnern entsteht durch Materialabtrennungen abrasiver Verschleiß [13]. Das Deutsche Institut für Normierung (DIN) unterteilt hierbei nach Anzahl der am Verschleiß beteiligten Reibungspartner. Verschleißvorgänge infolge der Relativbewegung zweier Festkörper werden als 2-Körper-Abrieb (two-body-wear) bezeichnet. Die Rauigkeiten sind hierbei fest mit einem oder beiden Körpern verbunden (z.B. Sandpapier). Die Oberflächentextur des härteren Körpers wird in die Oberfläche des weicheren Körpers eingearbeitet. Wenn zwischen zwei Festkörpern, welche sich in Relativbewegung zueinander befinden, abrasive

Partikel als Zwischenmedium vorhanden sind, wird dies als 3-Körper-Abrieb (three-body-wear) definiert (z.B. bei Politurpaste als Zwischenmedium). Die Abrasivkörper können dabei weichere Bereiche einer heterogenen Oberfläche aushöhlen [15, 16]. Die genaue Form des abrasiven Verschleißes lässt sich durch ein genaueres Betrachten der Wechselwirkung zwischen Verschleiß- und Abrasivkörper unterteilen: [13]

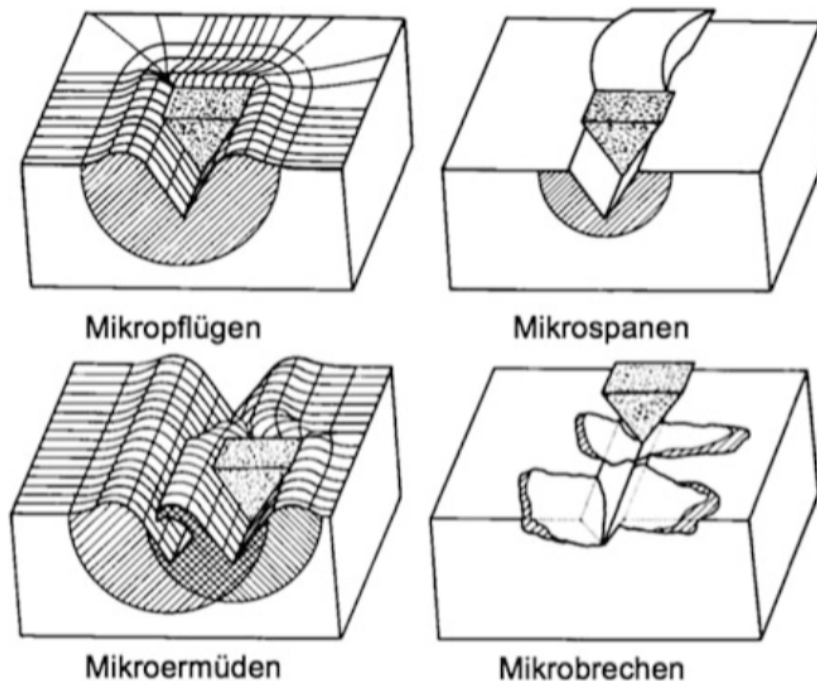


Abbildung 2: In dieser Abbildung werden die abrasiven Verschleißmechanismen graphisch dargestellt [13].

Beim Mikropflügen kommt es zu einer plastischen Verformung des Werkstoffs. Im Randbereich der Verformung kommt es zu Aufwerfungen. Bei der Mikroermüdung führt wiederholtes Mikropflügen bei gleichzeitigem Vorhandensein lokaler Ermüdungsprozesse zum Materialabtrag. Das Mikrospanen beschreibt eine durch ein Abrasivteilchen entstehende Spanfurche. Das Mikrobrechen tritt vor allem bei spröden Werkstoffen auf. Dabei kommt es zur Rissentstehung und Rissausbreitung bis hin zu Materialausbrüchen [13].

In der Regel tritt beim Verschleiß eine Kombination der vier Abrasionsformen auf. Die Festigkeit des verschleißenden Materials hat dabei Einfluss auf das Ausmaß der einzelnen Mechanismen. Bei spröden Körpern kommt es häufig zu Mikrobrechen, während zähe Materialien eher zum Mikrospanen neigen [17].

2.1.3 Adhäsion

Bei der Adhäsion werden atomare Bindungen zwischen Grund- und Gegenkörper gebildet. Diese Grenzflächenverbindungen können stärker sein als die Bindungskräfte innerhalb der Kontaktpartner. Bei Relativbewegungen der Körper kann es daher zu Ausbrüchen und Materialübertragungen des weicheren auf den härteren Kontaktpartner kommen. Im Falle von metallischen Stoffen spricht man auch von „Kaltverschweißungen“ [12, 13].

2.1.4 Tribochemische Reaktion

Die tribologische Beanspruchung der Oberfläche eines Körpers führt zu einer Aktivierung von oberflächennahen Bereichen. Dadurch werden chemische Reaktionen zwischen Grundkörper, Gegenkörper und Zwischen- oder Diffusionsmedium gefördert. Die Reaktionsprodukte weisen häufig veränderte mechanische Eigenschaften auf, was zu erhöhtem Verschleiß führen kann [12, 14].

2.2 Tribologie in der Zahnmedizin

Verschleiß der Zahnhartsubstanz entsteht bei der Mastikation oder durch Bewegungen im Rahmen von Parafunktionen. Die beteiligten Tribopartner sind hierbei die in Kontakt stehenden Zähne, eingeschlossene abrasive Partikel und andere abrasiv wirkende Körper. Der Gesamtverschleiß einer Restauration lässt sich klinisch unterteilen in Bereiche welche in direktem Kontakt zu Antagonisten stehen (OCA= occlusal contact areas), und Bereiche, welche keinen Antagonistenkontakt aufweisen (CFA= contact free areas) [15]. CFAs sind hauptsächlich Grübchen in der Zahnanatomie, in welchen der Nahrungsbrei während der Mastikation zirkuliert. Dabei findet 3-Körper-Verschleiß statt. OCAs sind direkte Kontaktbereiche während der Gleitphase der Mastikation, bei denen 2-Körper-Verschleiß auftritt.

Zusätzlich zu diesen physikalischen Vorgängen kommt es durch Säureeinwirkung zu chemischen Prozessen. Säure kann in diesem Fall durch Ernährung oder durch Regurgitationen entstehen [16]. In der Zahnheilkunde gibt es im Gegensatz zu den technischen Bereichen keine eindeutige Festlegung der Verschleißbegriffe. Es wird eher nach Form und Ursache des Materialverlusts als dem genauen Mechanismus eingeteilt [17]:

2.2.1 Attrition

Attrition beschreibt den direkten Abrieb von Zahnhartsubstanz durch den Antagonisten oder Nachbarzahn. Dieser entsteht beim Kauen oder Schlucken, weshalb es sich um einen physiologischen Prozess handelt, bei dem meist nur ein geringer Zahnhartsubstanzverlust stattfindet. Verschiedene Faktoren können ausgeprägtere, pathologische Abnutzungsvorgänge verursachen, wie z.B. zahnärztliche Restaurationen. Die typische Manifestation von Attrition ist das Abflachen von Höckerspitzen oder Inzisalkanten. Dabei finden sich meist Schliffacetten an den okklusalen oder palatinalen Zahnflächen [16, 18].

2.2.2 Abrasion

Hierbei handelt es sich um Zahnhartsubstanzverlust bedingt durch Fremdkörperabrieb. Der Abrieb kann durch Nahrungsmittel, die berufsbedingte Exposition mit abrasiven Partikeln oder auch Mundhygienemaßnahmen bedingt sein. Die Abrasivität des Fremdkörpers ist hierbei von entscheidender Bedeutung [16, 18].

2.2.3 Erosion

Wiederholte direkte Säureeinwirkung auf die Zahnhartsubstanz führt zu Erosionen. Je nach Stärke der Säure, Dauer sowie Frequenz der Exposition kann es zu einer irreversiblen Demineralisation der Zahnoberfläche kommen, welche nicht mehr durch die natürlichen Puffermechanismen der Mundhöhle ausgeglichen werden kann. Der Begriff Erosion beschreibt dabei den Substanzverlust durch Säure, welche keinen bakteriellen Ursprung hat. Die Säureexposition ist häufig mit dem Konsum säurehaltiger Nahrungsmittel oder Getränke assoziiert. Zwar wird die demineralisierte Zahnhartsubstanz letztendlich mechanisch abgetragen, zum Beispiel durch Bewegungen des Weichgewebes oder das Zähneputzen, dennoch ist der Prozess primär chemisch bedingt.

Häufig tritt der Substanzverlust durch kleine Grübchen oder eine leicht glänzende Schmelzoberfläche in Erscheinung [16, 18].

2.3 Verschleißtests in der Zahnmedizin

In einer alternden Gesellschaft wird die Anzahl der Menschen, welche bis ins hohe Alter über eigene Zähne verfügen immer größer. Folglich wird die Abnutzung der Zähne immer mehr zu einem zahnmedizinischen Problem. Umso wichtiger ist ein aussagekräftiges System zur Beurteilung der Abnutzung, um dadurch den Behandlungsbedarf einschätzen zu können [19].

2.3.1 In Vivo Verschleißtests

Eine sehr anerkannte Methode zum Bewerten des Verschleißverhaltens stellt die klinische Untersuchung dar. Diese ist jedoch teuer und zeitaufwändig. Außerdem sind wichtige Variablen wie Kaukraft oder Ernährung schwer kontrollierbar. Diese Varianz mindert die Aussagekraft von in vivo Studien [20].

Zur Auswertung von in vivo Verschleißtests existieren direkte und indirekte Methoden der Quantifizierung. Um eine direkte Quantifizierung, welche stark von der Subjektivität des Beurteilers beeinflusst wird, standardisieren zu können, werden verschiedene Indizes verwendet. Für die Untersuchung natürlicher Zahnhartsubstanz sind der Eccles Index, der Tooth Wear Index (TWI), der Lussi Index und die Basic Erosive Wear Examination (BEWE) die am meisten verwendeten Methoden [19]. Für die Beurteilung von Restaurationen hat sich neben der Einteilung nach Smith und Knight die Methode des United States Public Health Service (USPHS) bewährt [21]. Bei dieser universellen, weit verbreiteten Einteilung stehen drei Kategorien zur Verfügung:

- Alpha
Hierbei ist kein Verschleiß sichtbar.
- Bravo
Zwar ist Verschleiß sichtbar, dieser liegt jedoch in einem klinisch annehmbaren Bereich.
- Charlie
Ausgeprägter Verschleiß macht einen Austausch der Restauration notwendig.

Während die ursprüngliche Einteilung nur 5 Aspekte (Farbe, Randverfärbung, Randpassung, Morphologie, Karies) umfasste, wurden im Verlauf viele zusätzliche Beurteilungskriterien aufgenommen, wie zum Beispiel die Oberflächenbeschaffenheit, der Approximalkontakt, das Vorhandensein der Okklusionskontakte oder bestehende Überempfindlichkeit im Bereich der

Restauration. Auch wurden die Kategorien und deren Bewertung mit der Zeit je nach Notwendigkeit für die jeweilige Studie verändert, weshalb die vielen dabei entstandenen Variationen unter dem Sammelbegriff des „modifizierten USPHS-Systems“ zusammengefasst wurden. Die USPHS-Methode ist zwar unkompliziert und ohne Hilfe zusätzlichen Instrumentariums anwendbar, jedoch erschwert die Subjektivität des jeweiligen Behandlers eine gute Vergleichbarkeit. Umso wichtiger ist es, innerhalb einer Untersuchungsreihe die Anzahl der Beurteiler möglichst gering zu halten, um Variationen in der Einschätzung zu vermeiden [11, 22].

Indirekte Quantifizierungsmethoden erfordern eine Abformnahme mit anschließender Anfertigung von Studienmodellen. Anhand dieser kann der Volumenverlust der Restauration durch verschiedene Verfahren wie die Tast- oder Laserprofilometrie, die Stereomikroskopie oder die digitale Bildüberlagerung bestimmt werden. Auch eine Verlaufskontrolle des Verschleißes ist so durch regelmäßige Modellherstellung möglich. Aufgrund der Kosten dieser Verfahren spielen sie im täglichen Praxisgebrauch jedoch keine Rolle [23]. Alternativ dazu kann mittels Scan-Kameras, wie der Intraoral Kamera des Cerec-Systems (Dentsply Sirona, Wals, Österreich), ein digitales Abbild des Zahnes erstellt werden, um den Verschleiß dadurch direkt zu bestimmen [23].

2.3.2 In Vitro Verschleißtests

Aufgrund der oben genannten Schwierigkeiten von klinischen Verschleißuntersuchungen kommen in der Zahnheilkunde hauptsächlich in vitro Tests, das heißt im Labor durchgeführte Versuche, zum Einsatz. Grundsätzlich wird dabei das zu testende Material mit einem Gegenkörper durch ein elektronisches Gerät in Kontakt gebracht [24]. Dadurch soll der Kauakt des Menschen auf maschinelle Art und Weise nachempfunden werden.

Der menschliche Kauapparat ist sehr komplex und unterliegt starken individuellen Schwankungen. Dies gilt folglich auch für Verschleißmechanismen im Bereich der Mundhöhle. Um die Gesamtheit dieser Mechanismen möglichst gut reproduzieren zu können, existiert eine Vielzahl von Verschleißsimulationen. Dabei können die verschiedenen Mechanismen nacheinander oder simultan ausgeführt werden. Ziel dieser Kombinationen ist eine möglichst genaue Vorhersage des klinischen Verschleißverhaltens [22, 25].

2-Körper-Verschleißtests

Die meisten Testgeräte werden für die Simulation des 2-Körper-Verschleißes verwendet. Dabei bewegen sich zwei Körper in direktem Kontakt zueinander. Diese Art des Verschleißes findet hauptsächlich während Nicht-Mastikationsbewegungen statt [21].

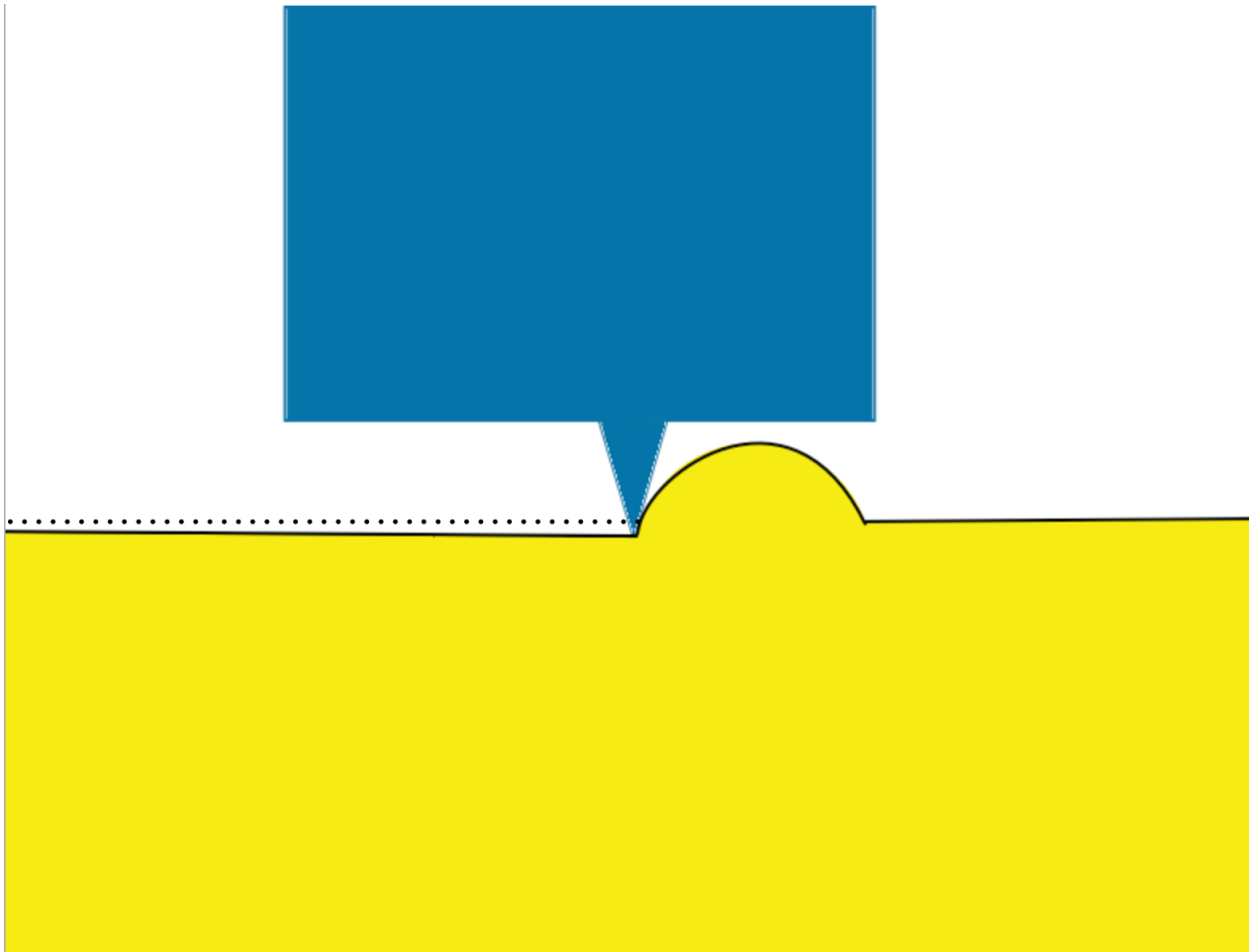


Abbildung 3: schematische Darstellung des 2-Körper-Verschleiß.

Beim **Pin-on-disc Verfahren** wird ein pinförmiger Gegenkörper eines bestimmten Materials senkrecht auf eine meist runde, flache Prüfkörperoberfläche positioniert und mit einer definierten Kraft auf die Oberfläche gedrückt. Entweder der Pin oder die Scheibe drehen sich anschließend um einen definierten Mittelpunkt, wodurch eine kreisförmige Bahn auf dem scheibenförmigen Prüfkörper beschrieben wird. Das Verschleißverhalten wird durch den Tiefen- oder Volumenabtrag berechnet [26].

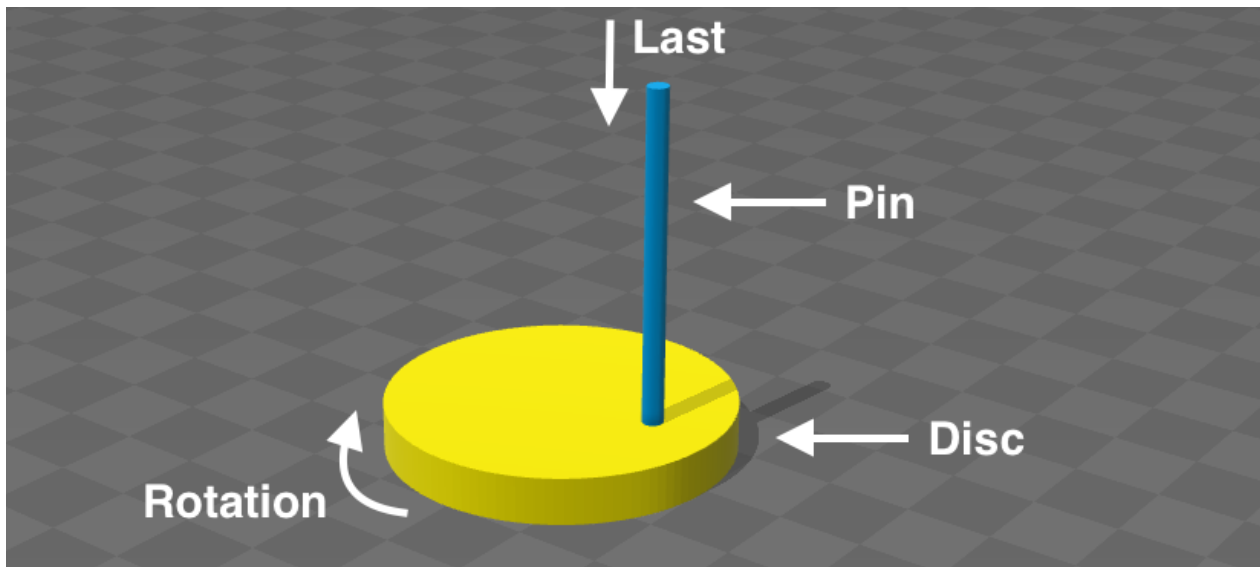


Abbildung 4: schematische Darstellung des Pin-on-disc Verfahrens.

Eine häufig verwendete Verschleißtestmethode ist die Kausimulation. Im Jahr 2001 veröffentlichte die International Standard Organization (ISO) eine technische Norm, welche verschiedene Verschleißtestmethoden für den Dentalbereich beschreibt. Diese unterscheiden sich neben dem verwendeten Kausimulator in verschiedenen Parametern, welche im Folgenden kurz dargestellt werden: [25]

Tabelle 1: Testmethoden des 2-Körper-Verschleißes nach ISO [25].

Testmethode	Antagonist	Medium	Bewegungsart	Referenz	Messmethode zur Bestimmung des Verschleißes
DIN	Al_2O_3	H_2O	Gleiten	PMMA	Masse, Profilometrie
Zürich	Zahnschmelz	H_2O	Gleiten, Stoßen	Letzter Test	Profilometrie
Freiburg	Al_2O_3	H_2O	Gleiten	PMMA	Masse, Profilometrie

Minnesota	Zahnschmelz	H ₂ O	Gleiten		Profilometrie
Newcastle	Steatit, Zahnschmelz	H ₂ O	Gleiten		Profilometrie

3-Körper-Verschleißtests

Während der Mastikation hat der in der Mundhöhle vorhandene Nahrungsbrei großen Einfluss auf das Verschleißverhalten, den sogenannten 3-Körper-Verschleiß [21].

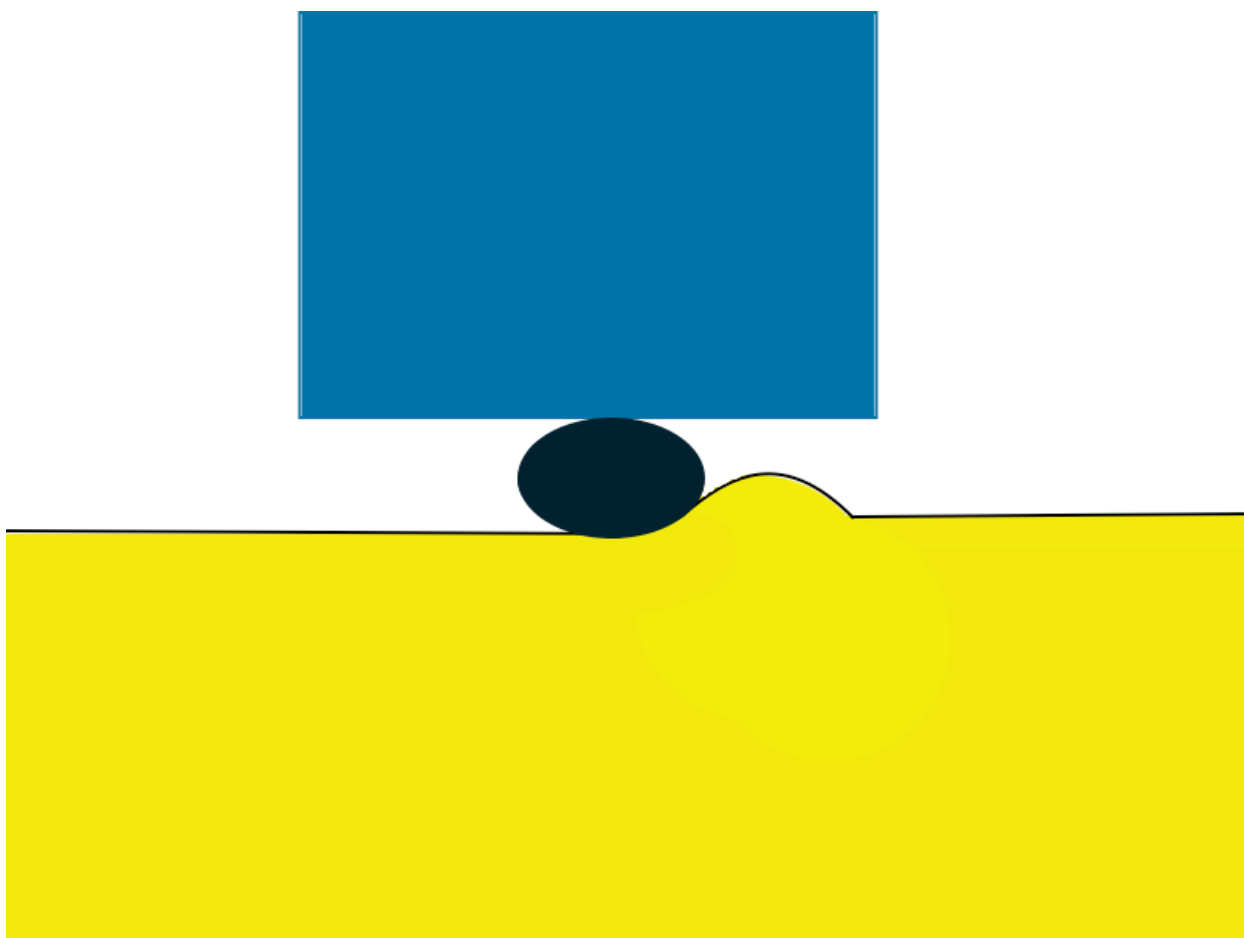


Abbildung 5: schematische Darstellung des 3-Körper-Verschleiß.

Durch die **Zahnbürstensimulation** kann der Verschleiß beim Zähneputzen simuliert werden. Bei der Verwendung von Zahnbürstensimulatoren können verschiedene Zahnbürsten gewählt werden. Auch können verschiedene abrasive Stoffe wie Wasser, Zahnpasta verschiedener Abrasivitäten, oder andere

abrasive Substanzen als Zwischenmedium verwendet werden. Parameter wie Anpressdruck und Zahnbürstenbewegung können je nach Gerät ebenfalls eingestellt werden und haben Einfluss auf den Verschleiß.

Auch 3-Körper-Verschleißtests werden in der oben genannten ISO-Norm beschrieben: [25]

Tabelle 2: Testmethoden des 3-Körper-Verschleißes nach ISO [25].

Testmethode	Antagonist	Medium	Bewegungsart	Messmethode
ACTA	Stahl, Zahnschmelz	Hirsespelze, Reis	Gleiten	Profilometrie
Alabama	Polyacetal	PMMA Perlen	Gleiten, Stoßen	REM
OHSU	Zahnschmelz	Mohnsamen	Gleiten, Stoßen	Profilometrie, Video- Bildgebung

Im Folgenden werden einige Parameter des physiologischen Kauvorgangs im Vergleich zu der in dieser Studie verwendeten Kausimulation dargelegt: [27]

- Kraft

Die normale Kaukraft des Menschen bei der Mastikation soll möglichst nachempfunden werden. Diese beträgt bis zu 400N und wird unter anderem beeinflusst durch die Härte des zu kauenden Materials, ob es sich um Front- oder Seitenzahnbereich handelt und dem Geschlecht sowie Alter des Patienten. Die Kaukraft des Menschen wird beim Auftreffen des Zahns auf einen Widerstand reduziert. Hierbei führen Nervrezeptoren des Parodonts, der Kaumuskeln und des Kiefergelenks zu einer reflektorischen Kontrolle der Kraft, welche als Schutzmechanismus des Kauapparats dient [28, 29]. Dies wird bei der Kausimulation durch eine Reduktion des Kraftimpulses beim Auftreffen des Antagonisten auf den Prüfkörper nachempfunden. Für die Belastung wurden 50 N gewählt.

- Temperatur

In der Mundhöhle beträgt die Temperatur bei den meisten Menschen ca. 37°C wenn sublingual gemessen [30]. Durch Nahrungs- und Flüssigkeitsaufnahme kommt es zu starken

Schwankungen der Temperatur, welche sich im Bereich zwischen 0,4 und 77,4 °C bewegen können [31]. In dieser Studie wurde ein zyklischer Wechsel von 5 zu 55°C eingestellt.

- Kraftprofil

Das Kraftprofil sollte der klinischen Form einer halben Sinuskurve entsprechen.

- Distanz

Die höchsten kinematischen Werte der vertikalen Bewegung während des Kauvorgangs liegen zwischen 16 und 20 mm.

- Kontaktzeit

Die physiologische Kontaktzeit zwischen zwei Antagonisten beträgt pro Kauzyklus 400-600 ms. Die Kontaktzeit in dieser Simulation betrug 833 ms

- Gleitbewegung

Durchschnittlich bewegt sich ein Molar während des Kauvorgangs 0,3 mm in sagittaler Richtung und 0,18 mm in transversaler Richtung. Die Horizontalbewegung in dieser Simulation betrug 0,7 mm.

- Beseitigung des Abriebs

In der Mundhöhle sorgt der Schluckvorgang für die Beseitigung des entstandenen Abriebs. Dies konnte bei der Kausimulation durch einen konstanten Austausch des Zwischenmediums gewährleistet werden.

In Tabelle 3 soll die Struktur der Simulation analysiert werden.

Tabelle 3: Strukturanalyse der Kausimulation.

Strukturmerkmal			Kausimulator
Elemente	Grundkörper		Einzelne Probe
	Gegenkörper		Zahnschmelz
	Zwischenstoff		Neutralmedium
	Umgebungsmedium		Destilliertes Wasser/ Luft
Eigenschaften	Stoffeigen- schaften	Härte	250-390 KHN [18]
		Schmelzantagonist	
		Viskosität	
	Formeigen- schaften	Zwischenstoff	Wasser
		Grundkörper	$1 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$
		Gegenkörper	Plane Oberfläche
		Zwischenstoff	Kuppelform mit 3 mm Durchmesser
			--
	Wechselwirkungen		Oberflächenzerrüttung, Abrasion, Thermische Volumenermüdung
	Verlustgrößen	Reibung	Festkörperreibung (Gleitreibung)
		Verschleiß	Gleitverschleiß, Stoßverschleiß,
			Furchungverschleiß

Nach VDI (Verein Deutscher Ingenieure) Richtlinie 3633 definiert sich eine Simulation als „das Nachbilden eines dynamischen Prozesses [...], um zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Wirklichkeit übertragbar sind.“ Somit haben Kausimulationen den Anspruch, durch das möglichst praxisnahe Nachempfinden des menschlichen Orofazialsystems zu Ergebnissen zu gelangen, welche mit klinischen Untersuchungen übereinstimmen.

Wie jedoch schon beschrieben bestehen bei der Alterung von Materialien in der Mundhöhle zwischen verschiedenen Individuen starken Schwankungen. Selbst bei einem einzelnen Individuum kann es zu verschiedenen Zeitpunkten zu Variationen des Kauverhaltens kommen. Einflussfaktoren sind unter anderem die Kaukraft, Kieferbewegungen sowie physikalische und chemische Vorgänge.

Enzymatische Prozesse und eine langsam ablaufende Zersetzung von Materialien gewinnen in der modernen Erforschung von dentalen Werkstoffen immer mehr an Bedeutung, obgleich sie bei vielen Kausimulationen noch keine Beachtung finden.

Beim Versuch in vivo Bedingungen möglichst genau zu reproduzieren wurden bereits große Fortschritte erzielt. Moderne Kausimulatoren erlauben eine präzise Nachahmung der mandibulären Kinematik, dabei können jegliche Kaubewegungen einprogrammiert werden.

Dennoch können meistens nur einzelne Parameter untersucht werden. Während die Simulation des Kauakts am häufigsten erforscht wird, werden andere Aspekte häufig vernachlässigt [24]. So kann das Vorhandensein von Speichel oder eines Biofilms Einfluss auf die untersuchte Oberfläche haben. Auch De- und Remineralisierungsprozesse müssen beachtet werden.

Zusätzlich wird bei den meisten Kausimulationen der gesamte Prüfkörper den selben Bedingungen ausgesetzt. Klinisch herrschen jedoch meistens verschiedene Bedingungen an verschiedenen Stellen einer einzelnen Restauration. Durch diese ungleiche Belastung können Spannungen innerhalb des Materials auftreten und dadurch dessen Eigenschaften verändert werden.

Neben der Schwierigkeit diese biologischen Faktoren zu reproduzieren, können auch mechanische Gegebenheiten nur grob abgeschätzt werden. So sind z.B. die Maximalkraft, welche auf eine Restauration wirkt, oder die Anzahl der Kauzyklen während einer bestimmten Zeit nur statistische Mittelwerte [22].

Trotz neuer Geräte, welche laut Hersteller neben mechanischen auch chemische und thermale Vorgänge simulieren sollen, existiert heute noch keine Möglichkeit, um jegliche natürliche Parameter in ihrer Gesamtheit zu reproduzieren. Folglich können Ergebnisse von in vitro Studien, je nach angewendeter Testmethode, nur sehr begrenzt bis gar nicht mit denen von vivo Studien verglichen werden [24].

Die Analyse der Oberfläche verschleißbeanspruchter Materialien kann bei in vitro Versuchen objektiver als bei in vivo Versuchen erfolgen. Die Beurteilung muss nicht durch einen Behandler erfolgen, sondern es können für die Analyse geeignet Messverfahren gewählt werden. Für die Strukturanalyse werden oft bildgebende Verfahren herangezogen. Nachfolgend eine Auflistung der generell zur Verfügung stehenden Methoden: [13]

- Bei der **Feinstrukturuntersuchung** ist eine Herstellung durchstrahlbarer Proben nötig, was sich sehr aufwendig gestaltet und deshalb meist nur in der Grundlagenforschung zum Einsatz kommt. Diese Untersuchung bietet die Möglichkeit, auch Strukturen unterhalb der Werkstoffoberfläche analysieren zu können. Dafür werden die Transmissionselektronenmikroskopie, die Ultraschallrastermikroskopie und die Wärmewellenmikroskopie verwendet.
- Für die reine **Oberflächenabbildung** stehen Verfahren auf Basis der Lichtmikroskopie zur Verfügung, wie z.B. die Stereomikroskopie.
Des Weiteren eignen sich die Phasenkontrastmikroskopie, die Rasternahfeldmikroskopie, das Rasterelektronenmikroskop, die Feldionenmikroskopie, die Rastertunnelmikroskopie oder als Modifikation hiervon das Rasterkraftmikroskop (AFM).
- Die **Rauhigkeitsanalyse** vergleicht die Mikrogeometrie der Prüfkörperoberfläche vor und nach der Verschleißbeanspruchung. Sie wird auch als **Profilometrie** bezeichnet. Dafür stehen mechanische, optische und elektronische Verfahren zur Verfügung:
Die Tastschnitttechnik beschreibt das mechanische Abtasten und Aufzeichnen der Oberfläche durch eine feine Diamantnadel.
Die Lichtschnitt- und die Interferenzmikroskopie sowie die konfokale Mikroskopie stellen eine optische Möglichkeit der Rauhigkeitsmessung dar.
Ebenfalls können das Rasterelektronenmikroskop und das Rasterkraftmikroskop Daten hierfür generieren.

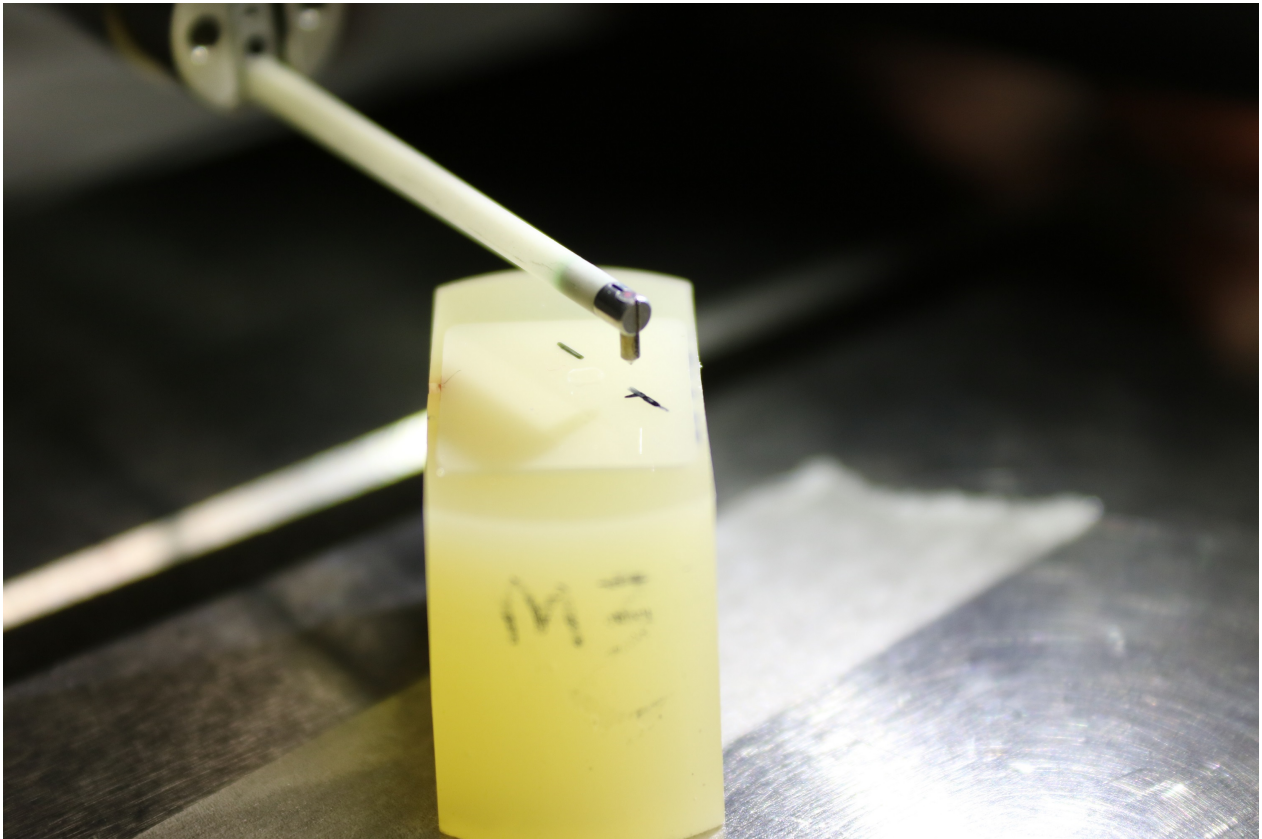


Abbildung 6: Prüfkörper wird mittels taktilem Profilometer untersucht.

Desweiteren stehen bei der Oberflächenanalytik Verfahren zur Verfügung um chemische Eigenschaften, Bindungszustände sowie die atomare Zusammensetzung der Oberfläche zu erfassen. Diese wird z.B. mit geladenen Teilchen beschossen, an eine elektrische Spannung angelegt oder Wärme ausgesetzt, um dadurch wiederum die Emission von Teilchen zu provozieren, welche Rückschluss auf die Stoffeigenschaften zulassen.

Als Beispiel sei die energiedispersive Elementanalyse genannt. Bei diesem Verfahren erzeugt ein Elektronenbeschuss der Stoffoberfläche die Emission von elementspezifischen Röntgenstrahlen, welche mittels Spektrometer analysiert werden.

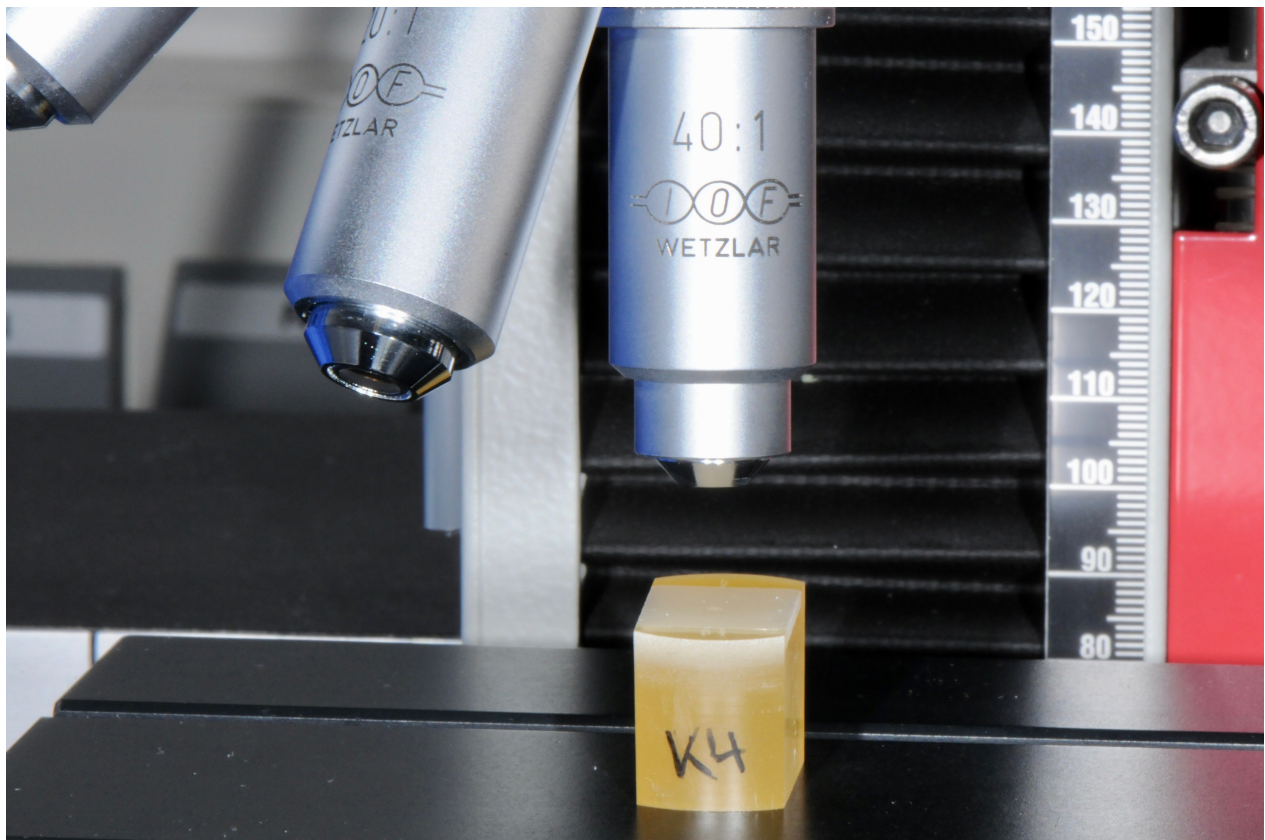


Abbildung 7: Prüfkörper bei der Begutachtung mittels Lichtmikroskop.

In dieser Dissertation wurde zur Erzeugung der Messwerte unter anderem ein konfokales Laser Scanning Mikroskop verwendet. Dies stellt eine optische Methode der Profilometrie dar. Die zugrundeliegende **Konfokale Laserscanning Mikroskopie** ist eine hybride Kombination aus Mikroskop und Messinstrument. Im Gegensatz zur konventionellen Lichtmikroskopie wird das Objekt bei der konfokalen Lasermikroskopie nicht parallel sondern punktweise bestrahlt und in ein Bild umgewandelt. Als Lichtquellen dient ein Helium-Neon-Gaslaser oder ein Halbleiterlaser. Das Objekt wird Punkt für Punkt, zeilenweise durch einen Laserstrahl abgerastert. Beim Auftreffen des Lasers auf das Objekt entsteht eine photophysikalische Wechselwirkung welche nach dem Durchlaufen einer konfokalen Blende den Detektor erreicht. Die konfokale Blende, auch „Pinhole“ genannt, ermöglicht ein Abblocken unerwünschten Streulichts vom Detektor und dadurch eine Kontraststeigerung. Durch den Durchmesser der Blende lässt sich der Grad der Tiefendiskriminierung steuern, das heißt wieviel Strahlung von Außerhalb der Fokusebene zur Bildentstehung beiträgt. Gerade beim Untersuchen von Präparaten die eine bestimmte Dicke bzw. Tiefe überschreiten ergibt sich dadurch die Möglichkeit

durch die Summe der zweidimensionalen optischen Schnitte ein tiefenscharfes dreidimensionales Gesamtbild zu erzeugen.

Die Auflösung des Bildes hängt von der Anzahl der einzelnen Punkte ab, welche vom Laser abgetastet werden. Die dabei entstehenden optischen Informationen werden in Elektrische umgewandelt, um im Anschluss einen Analog-/ Digitalwandler zu durchlaufen. Dieser wandelt das kontinuierliche, elektrische Signal in diskrete, digitale Messwerte, in Pixel, um [32].

2.4 Kunststoffe

Bedingt durch den Patientenwunsch nach zahnfarbenen Füllungen erfreuen sich Kunststoffe aufgrund ihrer guten ästhetischen und mechanischen Eigenschaften sowie ihrer generell guten Biokompatibilität großer Beliebtheit bei der Verwendung für Zahnrestaurationen [18, 33]. Grundsätzlich sind Kunststoffe synthetische Werkstoffe makromolekularer Zusammensetzung. Durch die Vernetzung von kleineren Monomermolekülen entstehen größere Polymermoleküle, welche sich in ihrem Aufbau und somit ihren Eigenschaften teils stark unterscheiden können [29].

2.4.1 Komposite

Bereits 1962 entwickelte Bowen das Bis-GMA als organische Matrix für neue Füllungsmaterialien. Dieses aromatische Dimethacrylat entstand als Additionsprodukt aus Epoxidharz und Methymethacrylsäure. Zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften versetzte Bowen diese Matrix mit anorganischen Füllstoffpartikeln. Durch die Silanisierung dieser Quarzpartikel konnte eine stabile Verbindung der beiden Phasen erreicht werden. Diese drei Bestandteile, die organische Matrix, die disperse Phase (Füllstoffpartikel) und die Verbundphase, stellen noch heute die Grundlage der Kompositwerkstoffe dar.

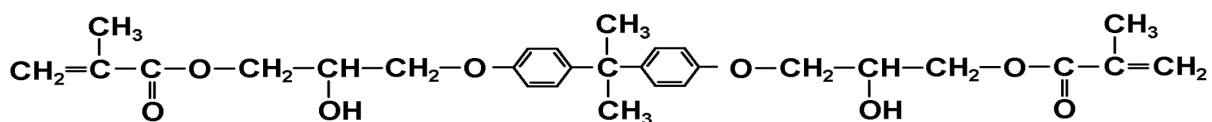


Abbildung 8: Strukturformel von Bis-GMA [29].

Der Begriff Komposit (lateinisch *compositum* = „das Zusammengesetzte“) bezeichnet gemäß dem Wortlaut einen zusammengesetzten Werkstoff [18].

Bei der Verarbeitung werden jedoch auch Nachteile deutlich, wie etwa die anfangs hohe Polymerisationsschrumpfung, welche mechanischen Stress bedingt, oder die eingeschränkte Polymerisationstiefe [33]. Durch verschiedene Maßnahmen konnten diese für die zahnärztliche Anwendung negativen Eigenschaften teilweise verbessert werden. So resultiert das Beigeben von Füllstoffpartikeln in niedrigerer Polymerisationsschrumpfung. Auch das Verwenden von Monomeren mit höherer Molekülmasse führt zum Abnehmen der Schrumpfung [34].

Es hat sich gezeigt, dass Kunststoffrestaurationen, welche mittels direkter Technik angefertigt wurden, mehr Fehlstellen in Form von Hohlräumen aufweisen. Dies führt zu verminderten mechanischen Eigenschaften [6].

Zur Verbesserung der Materialeigenschaften wurden indirekte Kunststoffe entwickelt. Diese können mit Hilfe des CAD/CAM Verfahrens verarbeitet werden [35].

In dieser Studie wurden Materialien basierend auf Komposit und auf PMMA untersucht.

Aufbau von Kompositen

Die **Matrix** stellt den organischen Anteil des Komposits dar. Sie besteht fast ausschließlich aus Monomeren welche über multifunktionelle Methacrylatgruppen verfügen. Außerdem beinhaltet sie Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und andere Additive. Das oben genannte BisGMA ist der am meisten verwendete Vertreter der Monomere. Aufgrund seiner hohen Viskosität können Co-monomere niedrigerer Viskosität als Verdünner zugegeben werden, wie zum Beispiel TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat).

Die **disperse Phase** dient der Verbesserung von mechanischen Eigenschaften und der gezielten Beeinflussung von matrixbedingten Eigenschaften des Komposits. Restaurationen müssen teils starken einwirkenden Kräften standhalten können, wobei die durchschnittliche Kaukraft etwa bei 400N liegt. Die benötigte Widerstandsfähigkeit wird durch die Zugabe von anorganischen Füllstoffen ermöglicht. Auch die Polymerisationsschrumpfung, das Volumenzunahme durch Flüssigkeitsaufnahme sowie der hohe thermische Expansionskoeffizient können dadurch vermindert werden.

In manchen Fällen ist ein Mindestmaß an Viskosität für die Verarbeitung des Werkstoffs durch den Behandler nötig. Während eine niedrige Viskosität in manchen Anwendungsgebieten wie dem Fissurenversiegler oder der Haftvermittlung von Vorteil sind, ist bei der konventionellen

Füllungstherapie meist eine gewisse Stopfbarkeit erforderlich. Auch dies kann durch die Zugabe von Füllpartikeln erreicht werden.

Füllstoffe können aus zerkleinertem Siliziumdioxid, Gläsern, Silikaten etc. bestehen. Auch kann bereits vopolymerisiertes Komposit selbst als Füller verwendet werden.

Die **Verbundphase** ermöglicht durch Silanisierung der Füllstoffpartikel eine Einbindung dieser in die organische Matrix. Der Silanhaftvermittler verfügt über multifunktionelle Gruppen, welche einerseits eine Polymerisation ihres Methacrylsäurerests mit den Monomeren der Matrix ermöglichen, und andererseits den Füllstoff hydrophobieren [18, 29].

Je nach Größe der zugesetzten Füllpartikel unterscheiden sich die Eigenschaften des Komposits teils deutlich. Aus diesem Grund ist eine Einteilung hiernach sinnvoll.

Konventionelle oder Makrofüllerkomposite enthalten Füllstoffe der Größe 0,1-100 µm. Trotz guter mechanischer Eigenschaften finden sie heute bei definitiver Füllungsversorgung keine Anwendung mehr [29]. Aufgrund des großen Härteunterschiedes zwischen Füllpartikeln und Matrix weisen sie eine schlechte Polierbarkeit auf. Auch findet durch das leichte Herausbrechen von Füllkörpern aus der Matrix eine rasche Rückkehr zur rauhen Oberfläche statt. Dadurch kommt es auch zu Plaqueeinlagerungen, frühzeitigem Substanzverlust und ästhetischen Einschränkungen [18, 36].

Homogene Mikrofüllerkomposite enthalten 0,01-0,05 µm große Füllstoffpartikel. Sie weisen eine gute Polierbarkeit und Ästhetik auf, da die Füllkörper zum einen sehr homogen in die Matrix eingebettet sind und zum anderen ihr Durchmesser die Wellenlänge des sichtbaren Lichts unterschreitet [18, 37]. Sie zeigen aber aufgrund des niedrigen Füllergehalts von 30-50 Masse% eine hohe Polymerisationsschrumpfung. Der niedrige Füllergehalt ist dadurch bedingt, dass Mikrofüller im Vergleich zu Makrofüllern eine wesentlich größere Oberfläche aufweisen welche mit organischer Matrix benetzt werden muss. Deshalb ist es nicht möglich, bei klinisch akzeptabler Viskosität einen höheren Füllergehalt zu erreichen [37]. Als negativ sind außerdem die stark thixotropen Eigenschaften der Mikrofüllerkomposite zu bewerten, welche zu einer schlechten Verarbeitbarkeit führen [29]. Der Begriff Thixotropie bezeichnet das Abnehmen der Viskosität eines Stoffes bei andauernder mechanischer Beanspruchung. Bei ausbleibender Beanspruchung nimmt die Viskosität nach einiger Zeit wieder zu [38].

Um den Füllergehalt zu erhöhen und die thixotropen Eigenschaften herabzusetzen wird teilweise auspolymerisiertes, mikrogefülltes Komposit zermahlen und diese splitterförmigen Vopolymerisate dem noch unpolymerisierten Mikrofüllerkomposit beigemischt [18]. Das dadurch entstehende

inhomogene Mikrofüllerkomposit weist jedoch eine geringe Biegefestigkeit auf, da kein fester

Verbund zwischen Vorpolymerisat und Matrix erreicht werden kann [29].

Um die positiven Eigenschaften der oben genannten Komposite vereinen zu können, werden Füllkörper beider Größen kombiniert. Die sogenannten Hybridkomposite können einen Füllergehalt von bis zu 85 Gew% erreichen. Davon entfallen ca. 85-90 Gew% auf Makrofüller und ca. 10-15 Gew% auf Mikrofüller [37]. Ihre physikalischen Eigenschaften sind denen der Mikrofüllerkomposite überlegen [39]. Anhand der durchschnittlichen Partikelgröße der enthaltenen Makrofüller lassen sich Hybridkomposite weiter unterteilen : [29]

- Großpartikelhybridkomposite (5-10 μ m)
- Feinpartikelhybridkomposite (<5 μ m)
- Feinsthybridkomposite (<3 μ m)
- Submicrometerhybridkomposite (<1 μ m)

Nanofüllerkomposite

Die oben genannten Füllstoffe werden nach dem „top-down“ Prinzip hergestellt, bei dem ausgehend von großen Füllpartikeln durch einen Zerkleinerungsprozess kleinere Füllpartikel hergestellt werden. Eine Partikelgröße <100 nm kann dadurch jedoch meist nicht erreicht werden. Beim „bottom-up“ Verfahren hingegen werden durch chemische Syntheseprozesse Kleinstpartikel definierter Größe, sogenannte **Nanofüller**, gezielt hergestellt. Diese nanotechnologisch hergestellten Partikel können in unterschiedlicher Form in die Matrix eingebracht werden. Während Nanomere einzeln und nicht-agglomeriert sind, stellen Nanocluster Agglomerationen vieler Füllpartikel dar. Die Mischung dieser beiden Formen führt zu einer breiten Verteilung der Nanocluster, wobei die Zwischenräume durch Nanomere aufgefüllt werden. Dadurch kann ein hoher Fülleranteil und gute mechanische Eigenschaften erreicht werden. Obwohl die durchschnittliche Größe der Nanocluster ähnlich der Größe von Hybrid- oder Mikrohybridfüllern ist, weisen sie andere Verschleißigenschaften auf. Die normalerweise großen, dichten Partikel der Hybrid- und Mikrohybridfüller brechen bei Krafteinwirkung aus der Matrix heraus und können dabei große Defekte hinterlassen. Demgegenüber brechen bei Clustern lediglich einzelne Partikel aus, deren Durchmesser kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts ist. Dadurch kann der Oberflächenglanz erhalten werden [40].

Insgesamt weisen Nanofüllerkomposite gleichzeitig gute ästhetische sowie mechanische Eigenschaften auf, weshalb sie einen breiteren Indikationsbereich als Hybrid- oder Mikrofüllerkomposite abdecken

[41].

Bulk-Fill-Komposite

Die meisten direkten Kompositwerkstoffe weisen eine geringe Photopolymerisationstiefe auf, da die Photonen der Lichtquelle nur begrenzt durch das Material in die Tiefe dringen können. Daher müssen sie in Schichten von je maximal 2 mm Dicke appliziert und einzeln ausgehärtet werden. Bei der Polymerisation der einzelnen Schichten kommt es außerdem zur Entstehung von Kontraktionsspannungen, welche zur Spaltbildung im Bereich der Grenzfläche von Restauration zu Zahn führen können [18]. Zur Umgehung dieser Problematik wurden sogenannte Bulk-Fill-Komposite entwickelt welche in ihrem Aufbau den konventionellen Kompositen stark ähneln. Sie erlauben Schichtstärken von bis zu 4-5 mm.

Durch große Füllpartikel kann eine Verkleinerung der Grenzfläche zwischen Füller und organischer Matrix erreicht werden. Die dadurch erreichte geringere Lichtbrechung erlaubt eine tiefere Penetration des Polymerisationslichts und dadurch eine größere Polymerisierungstiefe. Auch neuartige Initiatorsysteme oder hochmolekulare Monomere kommen dabei teilweise zum Einsatz [42, 43].

CAD/CAM Komposite

Der Aufbau von CAD/CAM Kompositen entspricht grundsätzlich dem der direkten Komposite. Zur Verbesserung der Eigenschaften wurden jedoch Änderungen der Struktur und Zusammensetzung vorgenommen. So wurde statt der ursprünglich verwendeten Mikrofüller mit der Zeit verstärkt auf Mikrohybridfüller mit Füllpartikelgrößen $<1\mu\text{m}$ gesetzt. Dadurch kann der Fülleranteil erhöht werden, was die mechanischen Eigenschaften verbessert [35]. Auch der Herstellungsprozess und die Polymerisationsmethoden wurden verändert. Durch die indirekte Fertigung unter industriellen Bedingungen erreichen CAD/CAM Komposite eine hohe Homogenität, was die Bruchfestigkeit erheblich steigert [6].

Da durch zusätzliche Lichtpolymerisation ab einem gewissen Grad keine weitere Verbesserung der Eigenschaften des Komposits zu erreichen ist, wurden neuartige Verfahren wie zum Beispiel die Hitzepolymerisation, das Polymerisieren in einer Stickstoffatmosphäre oder das Bestrahlen mit Elektronen entwickelt. So kann durch die Polymerisation unter großer Hitze- (180-200°C) und Druckeinwirkung (300 MPa) eine stark verbesserte Härte und Dichte erreicht werden. Auch die

Biegefestigkeit wird dadurch stark erhöht und liegt mit über 200MPa sogar höher als bei manchen Glaskeramiken [3, 35].

Durch die deutlich erhöhte Polymerisationsrate ist der Anteil an nicht reagiertem Restmonomer bei CAD/CAM Kompositen um bis zu 80% geringer als bei direkten Kompositen. Dies wird durch Wärmebehandlung der Werkstoffe (50-75°C) im Anschluss an die Lichtpolymerisation ermöglicht [44].

Während indirekte Kompositrestaurationen in der Vergangenheit einen hohen labortechnischen Aufwand bedeuteten, können durch die Fortschritte des CAD/CAM Verfahrens und die Einführung von CAD/CAM Kompositen entsprechende Arbeitsabläufe schneller und effizienter gestaltet werden, und führen dadurch auch zur Kostenreduktion [33].

2.4.2 Polymethylmethacrylat (PMMA)

Durch die radikalische Polymerisation von Methylmethacrylat (MMA) entsteht Polymethylmethacrylat (PMMA). PMMA gehört zur Gruppe der Plastomere oder Thermoplaste, das heißt es ist unter großer Hitzeeinwirkung reversibel verformbar. Seine Moleküle sind unvernetzt [29].

PMMA wird in der Zahnmedizin häufig zur Herstellung von Prothesenbasen, Prothesenzähnen und Provisorien verwendet [45]. Es ist biokompatibel und leicht bearbeitbar [46].

Die mechanischen Eigenschaften des konventionell gefertigten PMMAs sind jedoch als eher schwach zu bewerten. Die niedrige Biege- und Stoßfestigkeit sowie der geringe Ermüdungswiderstand können leicht zu Frakturen führen. Versuche der Verbesserung dieser Eigenschaften in Form von Kopolymerisation, „Cross-Linking“ oder der Faserverstärkung brachten nicht die erwünschten Ergebnisse [47].

CAD/CAM Materialien auf PMMA-Basis zeigen signifikant bessere Verschleißigenschaften gegenüber konventionell polymerisierten PMMA-Materialien. Auch zeigen diese PMMA-basierten Materialien eine höhere Bruchfestigkeit als einzelne Komposite [48]. Der Verschleiß von Antagonisten ist geringer als bei Glaskeramiken [49].

Das in dieser Studie untersuchte ungefüllte, PMMA-basierte Material Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) konnte sogar Verschleißwerte ähnlich denen der Glaskeramik erreichen [49].

2.5 Keramiken

Anhand der zugrundeliegenden Zusammensetzung lassen sich Dentalkeramiken in Glas- und Oxidkeramiken unterteilen. Glaskeramiken basieren auf SiO_2 . Sie bestehen aus Kristallen, welche von einer amorphen Glasphase umgeben sind. Zu ihnen zählen die Feldspatkeramik, die Leuzitkeramiken und die Lithium(di)silikatkeramik. Feldspatkeramik besteht aus Feldspat, einer amorphen Glasphase und verschiedenen Metalloxiden. Durch Einlagern einer zusätzlichen kristallinen Phase, z.B. Leuzit, Lithium(di)silikatkristalle, können die mechanischen Festigkeiten bei Glaskeramiken verbessert werden. Alle Glaskeramiken verfügen über sehr gute ästhetische Eigenschaften. Da die Glasphase jedoch nur geringe mechanische Eigenschaften besitzt, liegt ihr Indikationsbereich hauptsächlich in Bereichen geringer Belastung, wie z.B. Verblendungen, Einzelkronen oder Teilkronen. Lithium(di)silikatkeramiken verfügen darüberhinaus über eine höhere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit, weshalb sie auch für kleinere Brücken oder Implantat-Abutments verwendet werden können.

Oxidkeramiken basieren auf Metalloxiden mit starken kovalenten Bindungen. Sie bestehen hauptsächlich aus einer kristallinen Phase und nur einem sehr geringen Anteil an Glasphase. Die in der Zahnmedizin am meisten verwendeten Vertreter sind Keramiken basierend auf Aluminiumoxid Al_2O_3 oder Zirkonoxid ZrO_2 . Diese Keramiken werden auch als Hochleistungskeramiken bezeichnet, weil sie sehr hohen Belastungen standhalten [29, 50, 51].

Neue Zirkonoxide versprechen eine hohe Transluzenz und gute Ästhetik, und eignen sich dadurch auch für monolithische Restaurationen. Dabei setzen die Hersteller auf das Einarbeiten von Schichten verschiedener Farbtöne in die Materialblöcke [52]. Alternativ können Färbelösungen im Weißzustand auf das Werkstück aufgetragen werden [53]. Die Farbe wird durch mikrokristalline Pigmentcluster erzeugt, welche gleichmäßig im Material verteilt sind. Auch ein zahnähnliches Fluoreszenzverhalten kann dadurch erreicht werden [54].

Hybridkeramiken

Um die positiven Eigenschaften von Kompositen und Dentalkeramiken zu vereinen wurden Hybridmaterialien entwickelt welche sowohl keramische als auch polymere Materialeigenschaften aufweisen. Materialien welche hauptsächlich aus einem keramischen Anteil bestehen, werden auch als Hybridkeramiken bezeichnet [55]. Diese bestehen aus einer gesinterten anorganischen Keramikmatrix, deren Netzwerk mit organischen Polymeren versetzt ist [56]. Dadurch liegen zwei interpenetrierende, durchgängige Netzwerke vor, weshalb auch von einer Dual-Netzwerk-Struktur gesprochen wird [57]. Ihre Biegefestigkeit liegt bei 150-160 MPa, was durchaus vergleichbar mit Feldspat- und Glaskeramiken ist (50-150 MPa) ist [51]. VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) ist die erste kommerziell erhältliche Hybridkeramik, welche über diese Dual-Netzwerk Struktur verfügte. Der Hersteller wirbt mit einem Abrasionsverhalten ähnlich dem des natürlichen Zahnschmelzes, was sich positiv auf den Antagonistenverschleiß auswirken soll. Eine geringere Sprödigkeit sowie höhere Bruchzähigkeit wird ebenfalls erwartet [57]. Auch soll der komposit-ähnliche Aufbau eine adhäsive Befestigung der Restauration verbessern [58]. Weitere Vorteile der Hybridkeramiken sei die leichte Nachbearbeitbarkeit und Polierbarkeit der Restauration am Patienten. Auch eine nachträgliche Individualisierung durch Materialien auf Kompositbasis ist möglich [51].

3 Ziel der Doktorarbeit

In dieser Doktorarbeit wurden vier verschiedene CAD/CAM Werkstoffe auf ihr Verschleißverhalten hin überprüft (2-Körper-Verschleiß). Die untersuchten Werkstoffe waren eine Hybridkeramik, ein ungefüllter PMMA-Werkstoff und zwei Komposite. Die verschlissene Oberfläche wurde mittels eines optischen 3D Laserscanners und eines konfokalen Laserscanning Mikroskops untersucht.

In einer vorangegangenen Studie (Stöckl et al, 2016) wurden zwei der vier hier getesteten Materialien bereits nach derselben Vorgehensweise bearbeitet und mit dem optischen 3D-Laserscanner analysiert. Die Daten der vorangegangenen Studie sollen nun mit denen dieser Dissertation verglichen und auf Reproduzierbarkeit überprüft werden.

Als Referenzsystem zur Verschleißbestimmung wurde das konfokale Laserscanning Mikroskop zur optischen Erfassung und die zugehörige Analyse-Software zur Berechnung des Verschleißvolumens gewählt. Daran wird die Genauigkeit des 3D Laserscanners sowie eines experimentellen Programms zur Schätzung des Verschleißvolumens, welches sich eines geometrischen Berechnungsverfahrens bedient, gemessen werden.

In einer Voruntersuchung wurden außerdem zwei exemplarisch ausgewählte Prüfkörper in verschiedenen Auflösungen mit Hilfe des optischen 3D-Laserscanners eingescannt, um die geeignete Auflösung bezüglich der Aspekte Zeit und Genauigkeit zu ermitteln.

Im Vorfeld dieser Dissertation wurden (7) Nullhypothesen aufgestellt:

- (1) Alle vier CAD/CAM Materialien zeigen vergleichbaren Volumenverlust.
- (2) Mikrotopographische Untersuchung zeigt bei allen Materialien dieselben Ergebnisse.
- (3) Die Digitalisierung mittels Konfokalem Laserscanning Mikroskop und optischem 3D-Scanner führt zu denselben Ergebnissen bezüglich des Volumenverlusts.
- (4) Die Digitalisierung in den Auflösungen 5, 10, 20, 30, 40, 50, 80 und 100 μm führt zu denselben Ergebnissen bezüglich des Volumenverlusts.
- (5) Es gibt eine Inter-Methoden Übereinstimmung bezüglich Volumenverlustquantifizierung.
- (6) Es gibt eine Intra-Scanner Zuverlässigkeit.
- (7) Es ist möglich eine vollautomatische Methode zur Volumenverlustquantifizierung zu entwickeln.

4 Material und Methode

Die Prüfkörperanzahl betrug 48. Dies ergab sich aus jeweils 12 Prüfkörpern von vier verschiedenen Materialien.

4.1 Untersuchte Materialien

Es wurden vier CAD/CAM Werkstoffe auf ihr Verschleißverhalten untersucht. Dabei handelte es sich um ein Hybridmaterial, einen ungefüllten PMMA-Kunststoff sowie zwei Komposite (Tabelle 4). Die genaue Zusammensetzung der untersuchten Materialien ist Tabelle 5 zu entnehmen.

Tabelle 4: Untersuchte Materialien.

Material	Abkürzung	Hersteller	Farbton/Größe	Lotnummer
Telio CAD	TEL	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	LT A2 B55	R36500
Shofu Block HC	SH	SHOFU, Kyoto, Japan	LT A2 M	111501
Experimentelles Komposit	EXP	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	HT A2 C14	28923
VITA Enamic	VE	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	HT 2M2 EM14	b.43000

Tabelle 5: Zusammensetzung der untersuchten Materialien.

Material	Monomermatrix	Füllstoffzusammensetzung	Gewichts% (Füller)	Quelle
Telio CAD	PMMA	Pigmente	< 1.0	[59]
Shofu Block HC	UDMA, TEGDMA	Siliziumdioxidpulver, pyrogenes Siliziumdioxid, Zirkoniumsilikat	61	[60]
EXP	Verbundharz- material	Nanopartikel	80	[61]
VITA Enamic	UDMA, TEGDMA	Siliziumdioxid, Aluminiumoxid, Natriumoxid, Kaliumoxid, Bortrioxid, Zirkoniumdioxid, Kalziumoxid	86	[56, 62]

UDMA: Urethan-Dimethacrylat; TEGDMA: Triethylenglycol-Dimethacrylat; PMMA: Polymethylmethacrylat.

4.2 Methode

4.2.1 Herstellung der Prüfkörper

Jedes der untersuchten Materialien wurde mithilfe einer Trennmaschine (Secotom-50, Struers GmbH, Willich, Deutschland) in 12 Scheiben von jeweils 2 mm Dicke geschnitten. Zur Vermeidung von Hitzeschäden am Material erfolgte der Trennvorgang unter Wasserkühlung. Die Parameter des Schneideprozesses sind in der nachfolgenden Tabelle aufgelistet. Die Trennlänge wurde für jeden Materialblock individuell ermittelt und eingestellt.

Tabelle 6 Parameter für den Schneideprozess.

Trennscheibe	M1D10
Umdrehungen(1/min)	2200
Vorschub (mm/s)	0,9

Serienschnitt	Gleiche Dicke
Seriendicke (mm)	2
Wasserkühlung	ja
Trennlänge	individuell

Die durch diesen Vorgang hergestellten Materialplättchen wurden dann in eine Trägersubstanz eingebettet. Hierfür wurde jedes der Plättchen in eine zylindrische Silikonform gelegt und mithilfe einer Pinzette an den Boden der Form gedrückt, um das Unterlaufen von Einbettmaterial zu verhindern. Dann wurde das Förmchen mit zähflüssigem, kaltpolymerisierendem Acryl-Einbettharz (ScandiQuick, Scan Dia, Hagen, Deutschland) aufgefüllt. Nach 15 Minuten konnte der ausgehärtete Prüfkörper aus der Silikonform entnommen werden.

Die ausgehärteten Prüfkörper wurden nun mithilfe einer automatischen Poliermaschine (Tegamin-20, Struers, Willich, Deutschland) auf Hochglanz poliert. Dieser Prozess erfolgte in vier Schritten mithilfe von Schleifpapier aus Siliziumkarbid in vier verschiedenen Körnungen. Die Parameter des Politurvorgangs sind im Folgenden aufgelistet.

Schritt	Schleifpapierkörnung	Anpresskraft (N)	Dauer (min)
1	500	30	0:25
2	1000	30	0:25
3	2000	30	1:00
4	4000	30	1:00

Im Anschluss mussten die zylindrischen Prüfkörper in ihrer Form angepasst werden, um die Aufnahme in den Kausimulator zu ermöglichen. Hierzu wurden mithilfe eines Trimmgeräts (Wassermann HSS88, Wassermann Dental-Maschinen, Hamburg, Deutschland) unter Wasserkühlung zwei gegenüberliegende Seiten abgeflacht bis die Breite des Prüfkörpers die Breite der Aufnahme unterschritt.

Die fertigen Prüfkörper wurden vor der Kausimulation für 14 Tage in destilliertem Wasser bei 37°C gelagert.

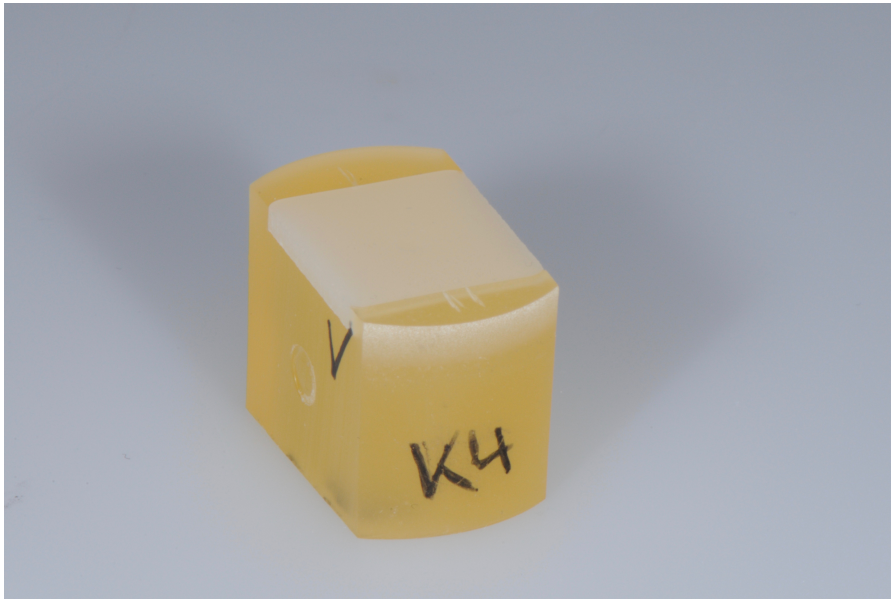


Abbildung 9: Prüfkörper nach dem Herstellungsprozess.

4.2.2 Herstellung der Antagonisten

Zur Herstellung der Antagonisten wurden mesiobukkale Höcker von extrahierten menschlichen unteren ersten Molaren verwendet. Diese stammen aus anonymen Spenden von verschiedenen Zahnärzten im Raum München. Nach der Extraktion wurden sie in 0,5 prozentiger Chloramin-T-Lösung (Chloramin-T, Lotnr.: 53110, Sigma-Aldrich Laborchemikalien, Seelze, Deutschland) bei Raumtemperatur für sieben Tage und anschließend in destilliertem Wasser bei 5 °C für maximal sechs Monate gelagert. Mithilfe einer diamantierten Trennscheibe wurden die Höcker aus den Zähnen getrennt und anschließend mit Amalgam in die Aufnahme eingebettet. Die Höckerspitzen der Antagonisten wurden nun in eine formkongruente, standardisierte Kuppelform von 3 mm Durchmesser gebracht. Dies erfolgte mithilfe eines konkaven, diamantierten Bohrers. Dieser wurde in eine Tischbohrmaschine (BT-BD 1020 D, Einhell Deutschland, Landau/Isar, Deutschland) eingespannt und in senkrechter Richtung auf die Höckerspitze des Antagonisten aufgesetzt. Durch die stufenweise Bearbeitung in den Körnungen 40 µm und 8 µm konnte eine glatte Oberfläche erreicht werden. Durch die Standardisierung der Kontaktflächen zwischen den Antagonisten und den Prüfkörpern wurde eine bessere Vergleichbarkeit der Versuche erreicht.

Vor der Kausimulation wurden die fertigen Antagonisten in destilliertem Wasser gelagert, um Austrocknung zu verhindern. Um die Antagonisten für eventuelle weitere Versuche zu lagern, wurden sie im Anschluss an die Kausimulation umgehend wieder in destilliertes Wasser gelegt.

4.2.3 Kausimulation

Die Simulation des Kauvorgangs erfolgte mittels des Kausimulators CS-4 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Dieser verfügt über 8 Kammern, woraus sich die Anzahl von 6 Serien für die untersuchten 48 Prüfkörper ergab. Es wurde darauf geachtet, die Anordnung der verschiedenen Materialien in den verschiedenen Kammern zu variieren, um etwaige Verfälschungen der Ergebnisse durch unterschiedliche Kammereigenschaften auszugleichen. Der Kausimulator führte Bewegungen in zwei Richtungen aus. Zum einen fand eine vertikale Bewegung statt, welche im Auf- und Abfahren der Antagonisten bestand. Gleichzeitig fand eine horizontale Bewegung durch das Verschieben des Tisches samt befestigter Prüfkörper statt. Zusätzlich wurden die Kammern abwechselnd mit kaltem und warmen Wasser geflutet, um einen Thermolastwechsel zu erzeugen.



Abbildung 10: Kausimulator CS-4 (SD Mechatronik).

Folgende Tabelle beschreibt die Parameter, welche für die Kausimulation verwendet wurden.

Tabelle 7: Diese Tabelle beschreibt die für die Kausimulation verwendeten Parameter. Die vertikale Bewegung wurde durch das Auf- und Abfahren der Antagonisten erreicht. Die horizontale Bewegung kam durch die Bewegung des Tisches zustande, auf dem die Prüfkörper befestigt waren. Durch das Fluten der Kammern mit abwechselnd kaltem und warmen Wasser wurde der Thermolastwechsel bewerkstelligt.

Z-Achse (Vertikal)		Thermocycling	
Aufwärtshub (mm)	2,0	Kaltzeit (s)	30
Abwärtshub (mm)	1,0	Warmzeit (s)	30
Aufwärtsgeschwindigkeit (mm/s)	60	Kaltbad (°C)	5
Abwärtsgeschwindigkeit (mm/s)	20	Warmbad (°C)	55
X-Achse (Horizontal)		Ablaufdauer kalt (s)	11
Horizontalbewegung (mm)	0,7	Ablaufdauer warm (s)	8
Horizontalgeschwindigkeit (mm/s)	20		

Der Antagonist traf mit einer Prüflast von 50 N auf den Prüfkörper auf. Der Impuls wurde vor Auftreffen des Antagonisten reduziert. Der Kausimulator führte 400 000 Zyklen mit einer Frequenz von 1,2 Hz aus.

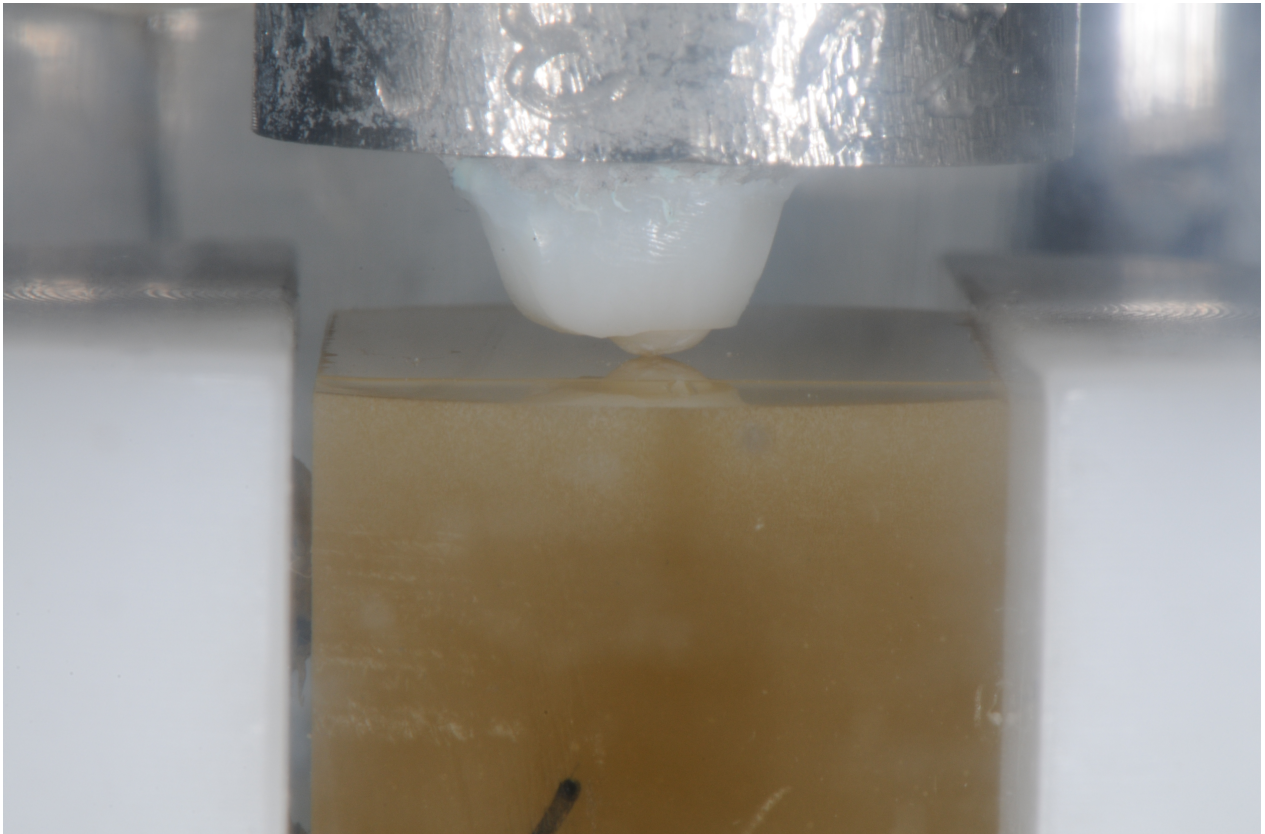


Abbildung 11: Prüfkörper in Kontakt mit Schmelz-Antagonist.

4.3 Digitalisierung der Prüfkörper

4.3.1 SD Mechatronik Laserscanner (SDM)

Die Digitalisierung der Prüfkörperoberfläche erfolgte mit dem Laserscanner LAS-20 (SD Mechatronik GmbH). Dabei wird die Oberfläche zeilenförmig mit Hilfe des Lasers gerastert. Die vertikale Messauflösung betrug dabei bis zu 0,8 μm . Dieser Wert war bereits vom Hersteller vorgegeben und somit nicht einstellbar [63]. Als horizontale Messauflösung standen die Werte 5 μm , 10 μm , 20 μm , 30 μm , 40 μm , 50 μm , 80 μm und 100 μm zur Auswahl. Es wurden pro Prüfkörper zwei Scans

angefertigt (Abbildung 12 mitte und rechts), ein horizontaler und ein um 90° im Uhrzeigersinn rotierter vertikaler. Der Scanbereich wurde für jeden Scan auf 13,69 mm² eingestellt, wobei die Verschleißmulde im Zentrum des Bereichs lag. Ein Experiment zur Ermittlung der am besten geeigneten Auflösung wurde durchgeführt, mit Hilfe dessen die Scanauflösung letztendlich auf 0,02 mm festgelegt werden konnte. Im Ergebnisteil wird dies näher erörtert.

Der Grund für das Anfertigen von zwei Scans (H/V) je Prüfkörper ist folgender: Bei der Digitalisierung der Oberfläche können Spikes und andere Artefakte aufgrund von Interaktionen zwischen Werkstoffoberfläche und verschiedenen Mechanismen des Scangeräts auftreten. Es kann davon ausgegangen werden, dass durch das Rotieren des Prüfkörpers um 90° eine maximale Diskrepanz zwischen den Scans erreicht wird. Folglich sollen die H/V Scans die mögliche Diskrepanz maximieren um dadurch die „worst-case“ Zuverlässigkeit quantifizieren zu können.

4.3.2 Laserscanning Mikroskop (LSM)

Desweiteren wurden die Proben mit Hilfe des konfokalen Laserscanning Mikroskops Keyence VK-X200 (Keyence Corporation, Osaka, Japan) digitalisiert. Als Lichtquelle diente ein violetter Halbleiterlaser der Wellenlänge 408 nm. Für die Messungen wurde eine konstante Laserintensität von 7229 bei einer ND-Filterintensität von 30 % eingestellt. Dabei wurde der Hochpräzisions-Messmodus angewendet. Für die Quantifizierung des Volumenverlusts wurde durch ein 20x Objektiv eine 400-fache digitale Vergrößerung erreicht. Für die mikrotopographische qualitative Analyse der Oberfläche wurde mit einem 50x Objektiv eine 1000-fache digitale Vergrößerung erreicht. Die Scangenaueigkeit betrug auf allen Ebenen 1 µm.

Es wurde nur ein Scan je Prüfkörper angefertigt (Abbildung 12 links). Der Scanbereich war variabel. Die Analyse der Daten des Laserscanning Mikroskops erfolgte durch die Software VK Analysis-Modul 3.3.0.0. (Keyence). Eine weitere Korrektur oder Optimierung der Daten erfolge dabei nicht. Zur Berechnung des Volumenverlusts wurde das Bump Analysis Module verwendet, wobei die unbearbeitete Prüfkörperoberfläche als obere Begrenzung des zu analysierenden Volumens diente. Das Volumen der Verschleißmulde wurde dann automatisch durch die VK Analyse Software berechnet [64]. Die Scans wurden ebenfalls als Rohdaten exportiert, um spätere Analysen durch R-Software zu ermöglichen. Um die Datengröße zu minimieren und dadurch deren Handhabbarkeit zu verbessern wurde hierbei nur jeder 8. Messpunkt exportiert.

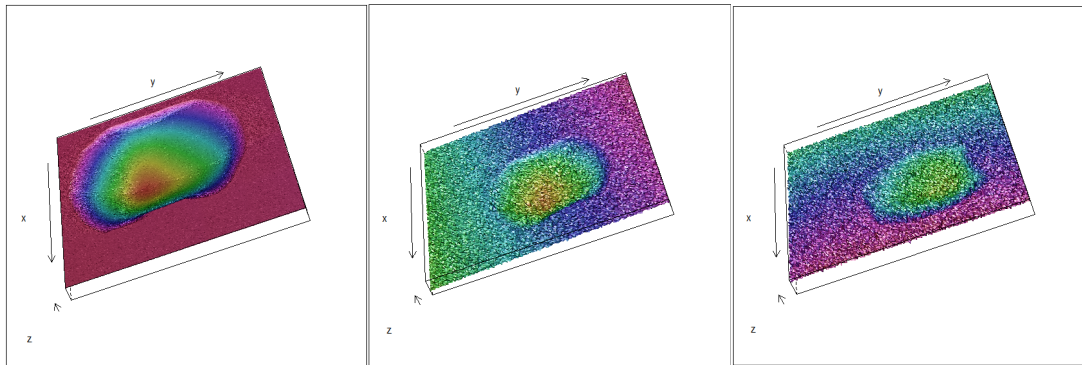


Abbildung 12: LSM-Scan (links) und SDM-Scans (mitte: H; rechts: V) des selben Prüfkörpers (S5_K7_M3).

4.3.3 Vollautomatische geometrische Methode

Zur vollautomatischen Abschätzung des Volumenverlusts (mm^3) anhand digitalisierter SDM- und LSM-Scans wurde eine leicht modifizierte geometrische Methode angewandt, welche in einer vorherigen Studie entwickelt [65], und in R (R Foundation for Statistical Computing: Vienna, Austria) [66] programmiert wurde. Die geometrische Methode (GM_ADJ) stellte kurz gesagt einen automatischen Weg zur Schätzung des Volumenverlusts dar. Er bestand darin, zwei verschiedene Bereiche, sogenannte Regions of Interest, festzulegen: ROI(innen) und ROI(außen). ROI(innen) schloss die komplette Verschleißfläche ein. ROI(außen) wurde durch eine multiple Regression modelliert, um deren Geometrie und somit die Neigung und/oder Krümmung im Verhältnis zur Horizontalen herauszufinden. Im Anschluss wurde die Voraussage der Werte von ROI(innen) und der Residuen berechnet. Ein Richtwert, welcher auf den Referenzresiduen basierte, wurde festgelegt um einen unter dem Richtwert liegenden Bereich für die Volumenbestimmung zu erzeugen.

Eine Modifikation der ursprünglichen geometrischen Methode bestand darin, den ersten und 99. Perzentil der Referenzresiduen als Richtwert zu bestimmen. Der Bereich unterhalb des ersten Perzentils wurde für die Volumenverlustbestimmung verwendet (Abbildung 13). Da der gesamte Scanbereich der SDM-Scans auf $13,69 \text{ mm}^2$ fixiert wurde und dadurch einen Bereich von mindestens $0,2 \text{ mm}$ um die Verschleißmulde sichergestellt wurde, konnte eine vollautomatische Bestimmung von ROI(innen) programmiert und somit eine vollautomatische geometrische Methode (GM_AUTO) etabliert werden.

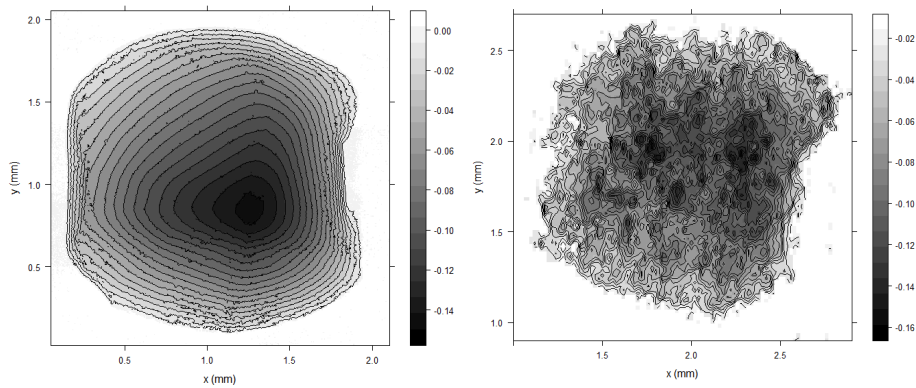


Abbildung 13: Volumenverlustbestimmung (LSM links und SDM_H rechts) desselben Prüfkörpers (S5_K7_M3) durch die geometrische Methode.

Eine ausgedehnte Validierungsstudie wurde durchgeführt, um folgende Schätzungen des Volumenverlusts zu vergleichen:

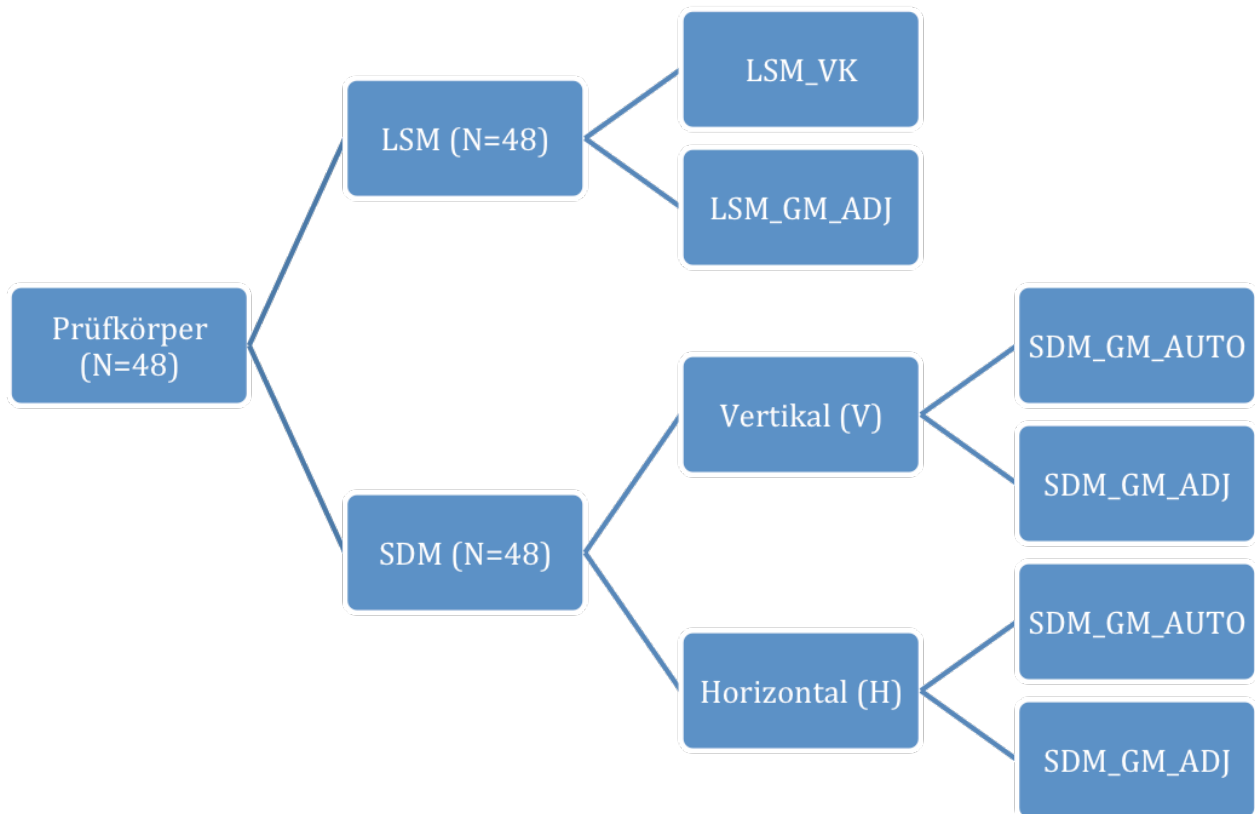


Abbildung 14: Aufbau der Validierungsstudie.

LSM_VK: Die Analyse der LSM-Scans erfolgte durch die Software VK Analysis-Modul 3.3.0.0. (Keyence). Die Volumenverlustschätzungen wurden vom Laserscanning Mikroskop abgelesen.

LSM_GM_ADJ: Die LSM-Scans wurden mit der Option „each 8th“ gespeichert, um weitere Analysen in R zu ermöglichen. Die geometrische Methode, angepasst für ROI(innen), wurde angewandt. Volumenverlust wurde quantifiziert. Die benötigte Zeit für einen menschlichen Bediener um ROI(innen) festzulegen beträgt mindestens 10 Minuten pro Scan.

SDM_GM_AUTO: Die Rohdaten (keine Korrekturen von Spikes wurden vorgenommen) der SDM-Scans mit der fixierten Gesamtscanfläche von 13,69mm² für alle Prüfkörper wurden durch die vollautomatische geometrische Methode bearbeitet. Volumenverlust wurde quantifiziert. Es war keine Überwachung des Vorgangs durch einen menschlichen Bediener nötig. Horizontale und vertikale Scans wurden dabei gleichbehandelt.

SDM_GM_ADJ: Ein menschlicher Bediener legt ROI(innen) für die Rohdaten (keine Korrekturen von Spikes wurden vorgenommen) der SDM-Scans fest. Volumenverlust wurde durch die ROI(innen)-angepasste geometrische Methode quantifiziert. Die benötigte Zeit für einen menschlichen Bediener um ROI(innen) festzulegen summiert sich bei einem H- und einem V-Scan zu 2*10 min= 20 min pro Prüfkörper.

4.4 Statistische Auswertung

Die digitalisierten LSM- und SDM(H/V)-Scans wurden in R [66] für die vollautomatische Quantifizierung von Volumenverlusten eingelesen. Für die deskriptive Statistik wurde Mittelwert (Mean) und Standardabweichung (SD) berechnet. Der Kruskal-Wallis-Test wurde zusammen mit dem Tukey-Kramer Post-Hoc Test verwendet, um Unterschiede bzgl. des Volumenverlusts zwischen den einzelnen Gruppen zu ermitteln. Die Zuverlässigkeit der geometrischen Methode angewendet auf die LSM-Scans, sowie die Übereinstimmung der Volumenverlustschätzungen der digitalisierten SDM- und LSM-Scans wurden durch die Bland-Altman-Analyse überprüft. Hierbei wurden deterministische Unterschiede, ein abhängiger t-Test, Bland-Altman-Diagramme sowie Übereinstimmungsgrenzen angefertigt [67].

Wenn zwei Scans eines Prüfkörpers zur Verfügung standen, war die Quantifizierung der Intra-Prüfkörper (Var_{intra}) und Inter-Prüfkörper (Var_{inter}) Varianz möglich. In diesem Fall wurde die Intra-Klassen-Korrelation (ICC) [68-71] in STATA [72] nach folgender Formel berechnet:

$$ICC = \frac{Var_{inter}}{(Var_{inter} + Var_{intra})}$$

Eine hohe Zuverlässigkeit der Messungen, angezeigt durch niedrige Var_{intra} -Werte, führte zu hohen ICC-Werten, wobei das Maximum bei $ICC=1$ bei $Var_{intra}=0$ lag.

Für die statistische Analyse wurde R Version 3.3.1 Foundation for Statistical Computing: Wien, Österreich und Stata/IC Version 13.1 Texas, USA verwendet. Ergebnisse dieser statistischen Analyse mit p-Werten $< 0,05$ wurden als statistisch signifikant gewertet.

5 Ergebnisse

5.1 Versuch zur Ermittlung der geeigneten Auflösung

Im Rahmen einer Vorstudie wurde ein Versuch zur Ermittlung der optimalen Scanauflösung des SDM bezüglich Scanzeit und Reproduzierbarkeit der Abschätzung des Volumenverlusts durchgeführt. Dabei wurde ein Prüfkörper einer vorangegangenen Studie [65] in horizontaler und vertikaler Orientierung in allen verfügbaren Auflösungen gescannt. Für die Auflösungen 30 μm , 40 μm und 100 μm wurden insgesamt 4 Scans angefertigt. Die Streuung des Volumenverlusts sank mit steigender Präzision (höherer Auflösung). Zusätzlich wurde die Zeit aufgeführt, welche für jede Auflösung notwendig ist, um eine Fläche von $3,7 \text{ mm} \times 3,7 \text{ mm} = 13,69 \text{ mm}^2$ zu scannen. Gemäß Abbildung 15 wurde 20 Mikrometer als am besten geeignete Auflösung für die Hauptstudie gewählt.

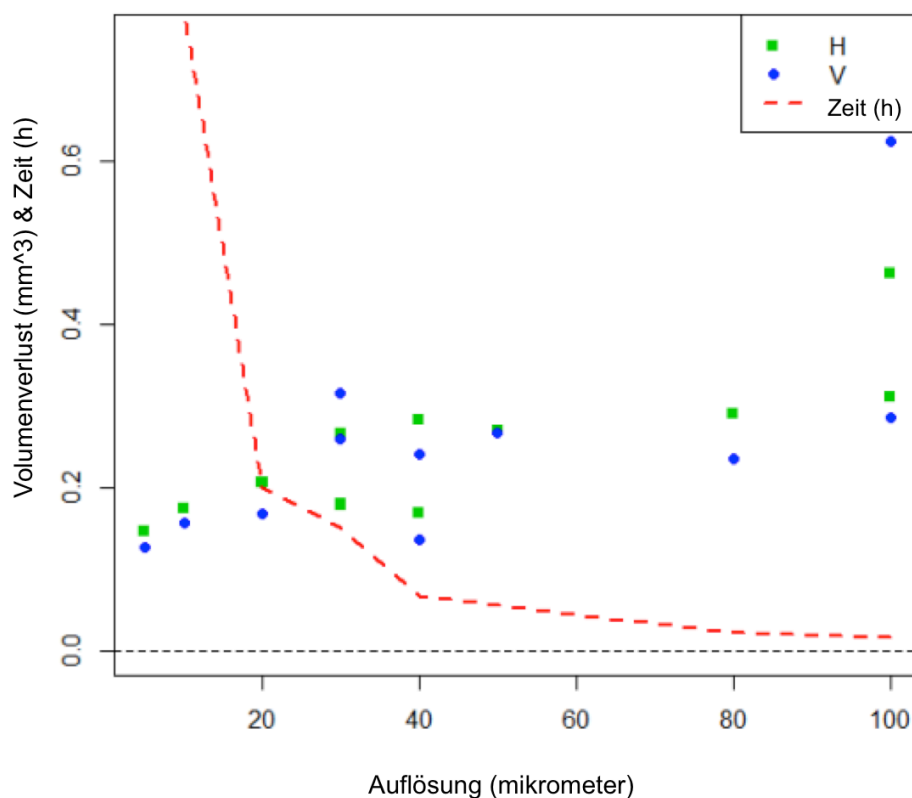


Abbildung 15: Schätzung des Volumenverlusts des Prüfkörpers S2_K4_M5 [65] überlagert mit der benötigten Zeit um eine Fläche von $3,7 \text{ mm} \times 3,7 \text{ mm} = 13,69 \text{ mm}^2$ in Relation zur Auflösung zu scannen.

5.2 Quantifizierung des Volumenverlusts

Die Messungen wurden graphisch visualisiert (Abbildung 16) und die deskriptive Statistik für Volumenverlust für jede untersuchte Gruppe wurde berechnet (Tabelle 8). Die Schätzung der p-Werte erfolgte mittels des Kruskal-Wallis Tests für die Unterschiede zwischen den Testgruppen.

Tabelle 8: Deskriptive Statistik des Volumenverlusts der Materialien (in mm³): Mittelwert (SD). Unterschiedliche Buchstaben (^a, ^b) beschreiben signifikante paarweise Unterschiede innerhalb der Spalten, berechnet durch den Kramer-Tukey post-hoc test.

Material	LSM_VK	LSM_GM_ADJ	SDM_GM_AUTO H/V	SDM_GM_ADJ H/V
EXP	0,7(0,05) ^a	0,27(0,05) ^a	0,18(0,05) ^a /0,17(0,05) ^a	0,18(0,04) ^a /0,17(0,05) ^a
SH	0,72(0,11) ^b	0,72(0,11) ^b	0,69(0,13) ^b /0,66(0,10) ^b	0,69(0,13) ^b /0,66(0,10) ^b
VE	0,24(0,07) ^a	0,24(0,07) ^a	0,27(0,16) ^a /0,24(0,15) ^a	0,26(0,16) ^a /0,24(0,15) ^a
TEL	0,39(0,17) ^a	0,39(0,17) ^a	0,26(0,13) ^a /0,24(0,14) ^a	0,26(0,13) ^a /0,23(0,14) ^a
p-Werte	<0,001	<0,001	<0,001/<0,001	<0,001/<0,001

Bezüglich des Volumenverlusts der Materialien wurden Unterschiede zwischen den Testgruppen ermittelt, wobei SH die höchsten Werte aufwies. Zwischen den restlichen Materialien wurden keine Unterschiede gefunden (Tabelle 8 und Abbildung 16 A, B). Statistische Folgerungen bezüglich Unterschiede zwischen den Testgruppen waren unabhängig von der Art des Scanners (LSM oder SDM) und der Software zur Schätzung des Volumenverlusts (VK oder GM). Allerdings war der Mittelwert (mean) LSM_VK und LSM_GM der Volumenverlustschätzungen um ca. 0,068 mm³ höher als SDM_GM_AUTO und SDM_GM_ADJ ($p < 0,001$, Tabelle 10)

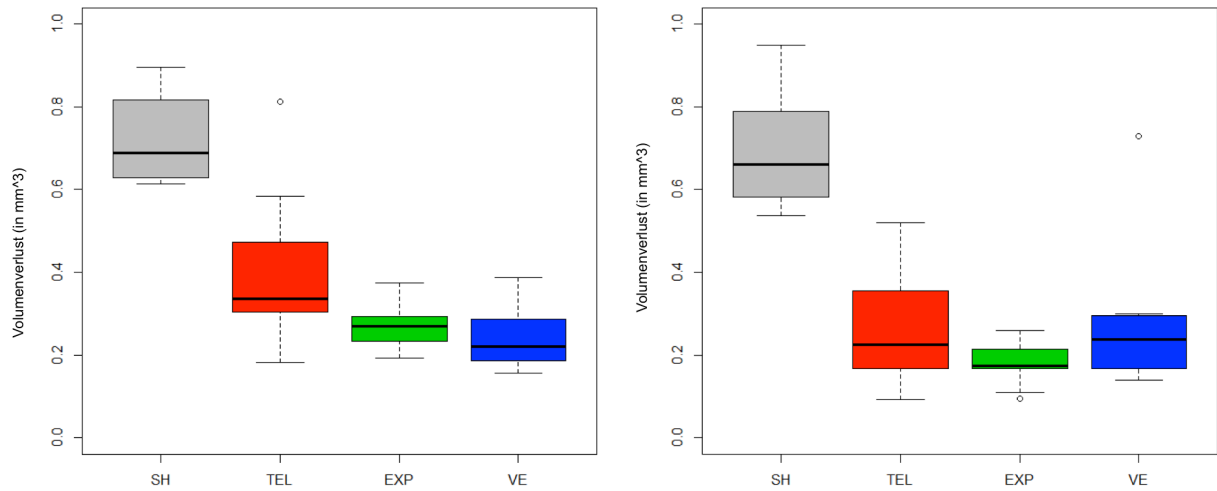


Abbildung 16: Boxplots für den Volumenverlust (in mm³) (A, B) der Materialien (in mm³) ermittelt durch das LSM (links) und SDM (rechts).

5.3 Validierung: Zuverlässigkeit und Übereinstimmung SDM Scans

Ein horizontaler und ein vertikaler SDM-Scan ermöglichte die Überprüfung der „worst-case“ Zuverlässigkeit der Volumenverlustschätzungen. Abbildung 17 zeigt sowohl die Inter- als auch Intra-Prüfkörper Variabilität des Volumenverlusts erstellt durch die vollautomatische geometrische Methode, angewendet auf die SDM-Scans (SDM_GM_AUTO).

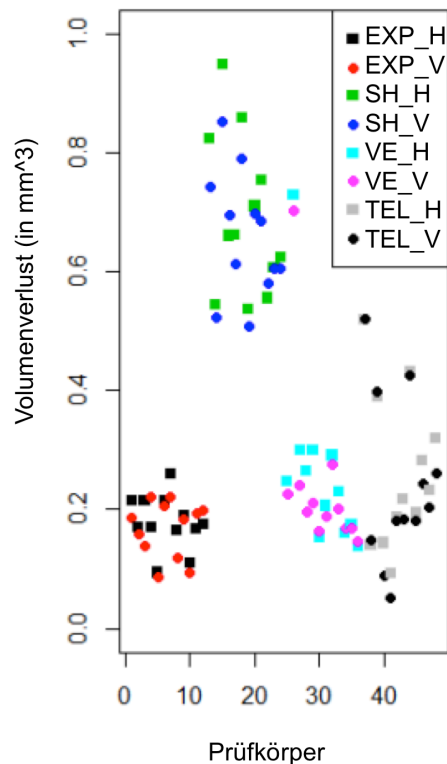


Abbildung 17: Inter- und Intra(H/V)-Prüfkörper Variabilität erstellt durch die vollautomatische geometrische Methode, angewendet auf die SDM-Scans (SDM_GM_AUTO).

Tabelle 9 zeigen eine hohe Zuverlässlichkeit ($ICC = 0,985$) der Volumenverlustquantifizierung, sowohl für die automatische als auch die ROI(innen)-angepasste geometrische Methode. Daraus resultiert eine Gesamtvariabilität von maximal 1,5 %, bedingt durch die Intra-Prüfkörper Streuung.

Tabelle 9: Intra-Klassen-Korrelation (ICC) zusammen mit dem entsprechenden 95 % CI = confidence interval (ICC).

	ICC	95%CI(ICC)
Volumenverlust (SDM_GM_AUTO)	0,985	(0,973, 0,991)
Volumenverlust (SDM_GM_ADJ)	0,985	(0,974, 0,992)

Die Bland-Altman Analyse zeigt eine Übereinstimmung der VK- und GM-Software, welche auf die LSM-Scans ($p = 0,263$) angewendet wurde. Der Übereinstimmungsbereich lag zwischen $-0,006 \text{ mm}^3$

und 0,007 mm³ (Tabelle 10 und Abbildung 18 (A)). Zusätzlich zeigte die Bland-Altman Analyse eine Diskrepanz beim Volumenverlust zwischen LSM_VK und sowohl SDM_GM_AUTO als auch SDM_GM_ADJ (Tabelle 10). Im Mittel (mean) weist LSM_VK einen um 0,068 mm³ höheren Volumenverlust auf ($p < 0,001$).

Die Bland-Altman-Analyse zeigte bezüglich der SDM-Scans eine Übereinstimmung der vollautomatischen und der ROI(innen)-angepassten geometrischen Methode ($p > 0,118$, Tabelle 10, Abbildung 18 (D)).

Tabelle 10: Bland-Altman Analyse des Volumenverlusts (in mm³) zusammen mit der Schätzung des Bias, dem zugehörigen p-Wert (ermittelt durch den abhängigen t-Test) und den 95 % Übereinstimmungsgrenzen.

Volumenverlust	Differenz	95%CI (Differenz)	p-Wert	95% Übereinstimmungsgrenzen
LSM_VK - LSM_GM	0,0005	(-0,0004, 0,0014)	0,263	(-0,006, 0,007)
LSM_VK - SDM_GM_AUTO	0,067	(0,040, 0,094)	<0,001	(-0,186, 0,320)
LSM_VK - SDM_GM_ADJ	0,068	(0,041, 0,095)	<0,001	(-0,186, 0,323)
SDM_GM_ADJ - AUTO	-0,001	(-0,003, 0,001)	0,206	(-0,018, 0,016)

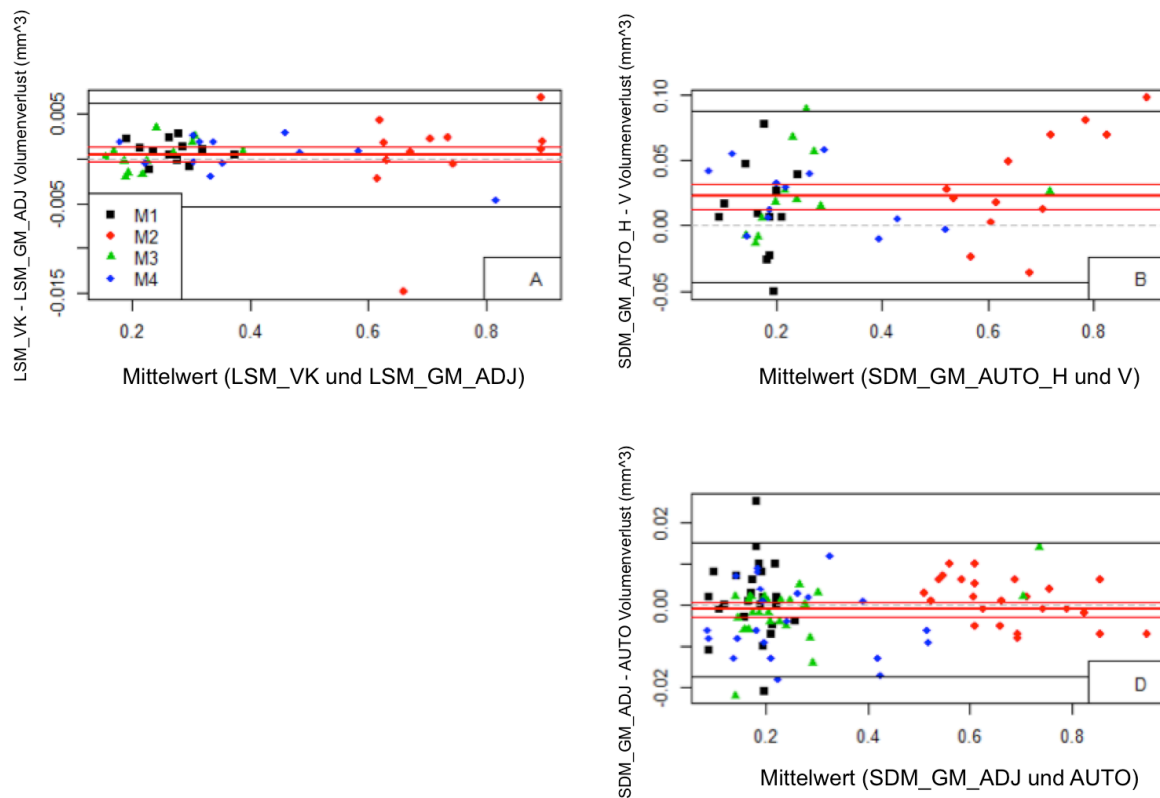


Abbildung 18: Bland-Altman Diagramme: Unterschiede und 95%CI(Unterschied) (rote Linien) und 95% Übereinstimmungsbereich (schwarze Linien).

5.4 Post-hoc power Analyse

Eine Post-hoc power Analyse wurde, basierend auf den Schätzungen des Volumenverlusts durch LSM_VK, in R berechnet. Ausgehend von einer Prüfkörperanzahl von 12 Prüfkörpern pro Material erreichte der Bonferroni-korrigierte zweiseitige zwei-Stichproben t-Test eine Aussagekraft von 99,99 % um einen relevanten Effekt von $0,49 \text{ mm}^3$ zu entdecken, bei einer Standardabweichung gleich $0,17 \text{ mm}^3$ und dem Fehler 1. Art bei 0,0083.

5.5 Ausreißer

Beim LSM zeigte der Prüfkörper S1_K8_M4 stark abweichende Werte der Volumenverlustschätzung. Beim SDM zeigte der Prüfkörper S1_K7_M3 auffallend hohe Werte der Volumenverlustschätzung.

Bei der Berechnung der Differenzen mit der Bland-Altman-Methode haben beide Prüfkörper zu Ausreißern geführt.

5.6 Mikrotopografische Untersuchungen

Mithilfe des Laserscanning Mikroskops wurden Detailaufnahmen in hoher Auflösung angefertigt, um die Oberfläche der Prüfkörper visuell zu untersuchen. Die verschiedenen Verschleißmuster der getesteten Materialien sind in Abbildung 19-22 abgebildet. Diese mikrotopographischen Abbildungen wurden in 1000-facher Vergrößerung angefertigt. Die Verschleißoberfläche von EXP stellt sich makroskopisch relativ glatt dar, zeigt jedoch bei höherer Vergrößerung eine Vielzahl von kurzen Mikropflügen in Richtung der Gleitbewegung. Sehr glatte, unregelmäßige Inseln sowie flache, rauhe Mikrogrübchen sind vorhanden. Verschleißdebris sind ebenfalls auf der Oberfläche sichtbar. Zusätzlich gibt es große Risse, welche transversal zur Richtung der Gleitbewegung verlaufen. SH zeigt eine relativ glatte Oberfläche mit großen, tiefen Abrasionsfurchen. Entlang dieser Furchen sind kleine, rundliche Gruben verschiedener Größe vorhanden. Die Oberfläche von TEL zeigt ebenfalls massive Abrasionsspuren in Richtung der Gleitbewegung, sowie sehr tiefe und vereinzelt weit geöffnete Lücken, welche sich verzweigen. Das Verschleißmuster von VE unterscheidet sich deutlich. Hierbei erscheint die Oberfläche makroskopisch als glatt, bei vergrößerter Betrachtung zeigt sie sich jedoch zerrüttet. Große Grübchen in vielfältigen Formen, umgeben von großen, durchgängigen Glattbereichen sind vorhanden. Aus der Übersichtsperspektive lässt sich erkennen, dass einige Furchen zusammen eine linienförmige Struktur bilden, welche transversal zur Gleitbewegung orientiert ist.

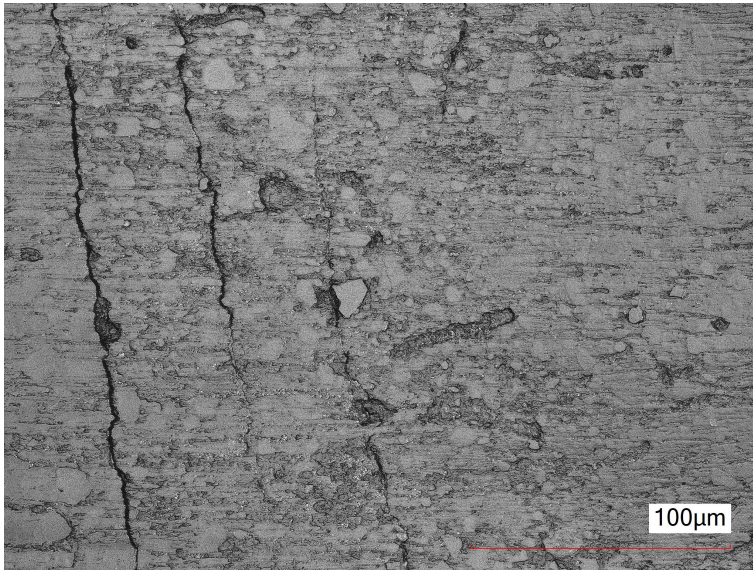


Abbildung 19: LSM-Aufnahmen eines Materialprüfkörpers der Gruppe EXP nach dem 2-Körper-Verschleiß mit 50-facher Vergrößerung aufgenommen.

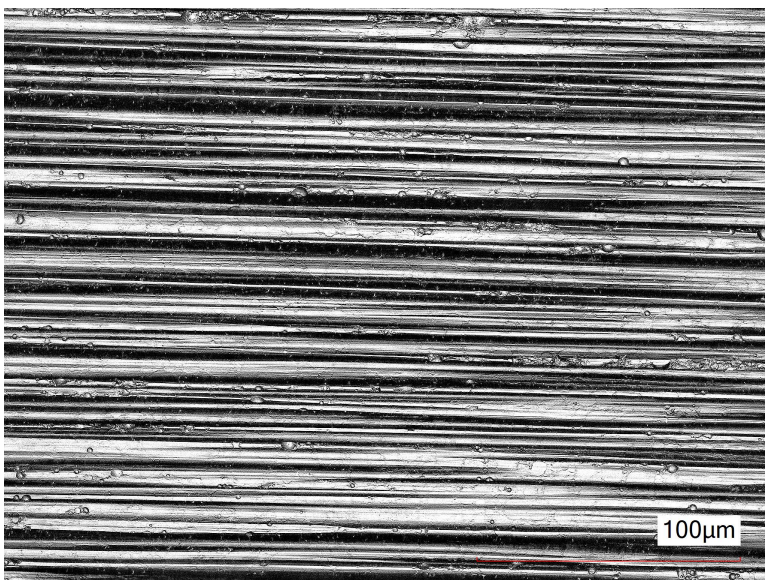


Abbildung 20: LSM-Aufnahmen eines Materialprüfkörpers der Gruppe SH nach dem 2-Körper-Verschleiß mit 50-facher Vergrößerung aufgenommen

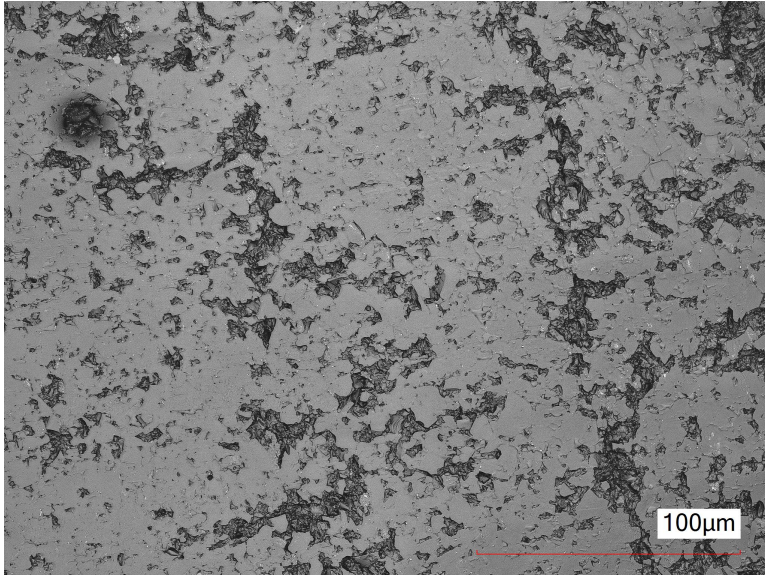


Abbildung 21: LSM-Aufnahmen eines Materialprüfkörpers der Gruppe VE nach dem 2-Körper-Verschleiß mit 50-facher Vergrößerung aufgenommen.

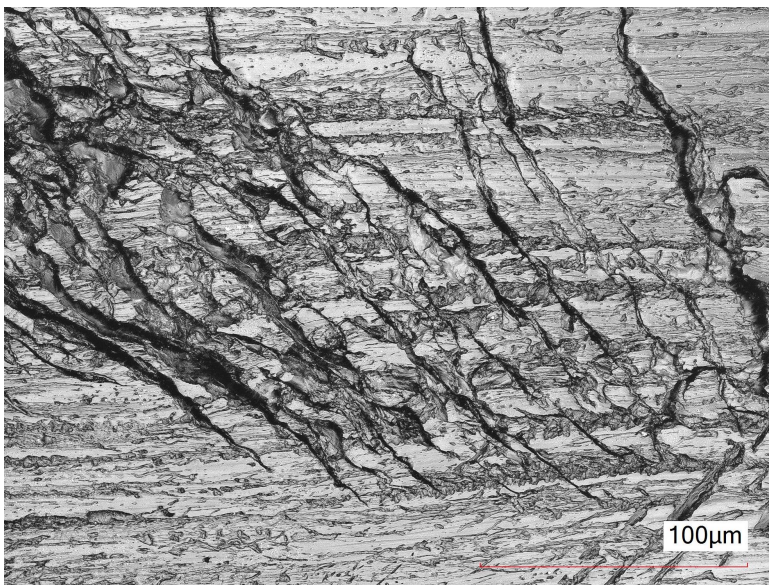


Abbildung 22: LSM-Aufnahmen eines Materialprüfkörpers der Gruppe TEL nach dem 2-Körper-Verschleiß mit 50-facher Vergrößerung aufgenommen.

6 Diskussion

6.1 Werte des Volumenverlusts

Die Hypothese, dass alle vier CAD/CAM Materialien vergleichbaren Volumenverlust zeigen, muss abgelehnt werden. SH zeigt höhere Werte als TEL, EXP und VE.

SH und EXP sind hochgefüllte Komposite mit einer dispersen Phase von 61 Gew% (SH) bzw. 80 Gew% (EXP). VE wird als Hybridmaterial bzw. Hybridkeramik bezeichnet, welches aus einem Polymer-infiltriertem Keramiknetzwerk besteht (Polymer Infiltrated Ceramics Network- PICN). TEL ist ein ungefülltes Material auf PMMA Basis. EXP, SH und VE sind für Inlays und Veneers, aber auch Bereiche hoher mechanischer Belastung indiziert, nämlich für Kronen im Seitenzahnbereich sowie implantatbasierte Restaurationen. Demzufolge werden gute mechanische Eigenschaften gefordert. Die relativ geringe Verschleißfestigkeit von SH bei der in dieser Studie verwendeten 2-Körper-Verschleißsimulation kann auf die unterschiedliche Zusammensetzung und Mikrostruktur im Vergleich zu den anderen Materialien zurückgeführt werden. Während EXP einen hohen anorganischen Anteil von 80 Gew% aufweist, liegt dieser bei SH nur bei 60 Gew%. Des Weiteren besteht dieser geringere anorganische Anteil aus kompakten Füllkörpern verschiedener Größen, welche sich in einer vermutlich brüchigen organischen Matrix, bedingt durch den TEGDMA Gehalt, befinden. Demgegenüber enthält EXP Nanofüller und eine Art Füllercluster, welche Stück für Stück abradieren. Über den Zusammenhang zwischen Volumenverlust und Füllstoffgehalt sowie TEGDMA wurde bereits in einer vorherigen Studie berichtet [73]. Die Füller von EXP scheinen im Vergleich zu SH außerdem besser mit der Matrix verbunden zu sein. Bei SH ist die relativ schwache Verbindung der Füller zur Matrix auf den LSM Bildern deutlich anhand der Kavitäten sichtbar, welche die selbe Form wie die Füllpartikel aufweisen. Das Herauslösen der Partikel fand offenbar während des Verschleißvorgangs statt.

TEL ist als ungefülltes PMMA-Material für provisorische Versorgungen indiziert. Auch hierbei sind Verschleißigenschaften von großer Wichtigkeit, da eine wichtige Funktion die präzise Stabilisierung okklusaler Verhältnisse ist [74]. In dieser Studie zeigte TEL kein signifikant unterschiedliches Verschleißverhalten zu VE und EXP. Auch in einer vorherigen Studie zeigte TEL gute Verschleißigenschaften, vergleichbar mit denen von Glaskeramik [49].

VE besitzt nicht nur einen deutlich höheren anorganischen Anteil, sondern unterscheidet sich auch in seiner Mikrostruktur. Während SH ein partikelgefülltes Komposit ist, besteht VE aus einem mit Polymeren infiltrierten Glaskeramiknetzwerk. Diese Unterschiede könnten den signifikant höheren Volumenverlust von SH gegenüber VE erklären. Offensichtlich scheint die Glaskeramikstruktur den Verschleißvorgängen besser widerstehen zu können. Dies wird auch durch eine frühere Studie bestätigt, in welcher SH einen signifikant höheren vertikalen Materialverlust gegenüber VE im 2-Körper-Verschleißtest aufwies [61]. Das ungefüllte PMMA-Material TEL wies in dieser Studie ebenfalls eine höhere Verschleißfestigkeit als SH auf. In diesem Fall scheint das Fehlen von Füllern von Vorteil zu sein. Aufgrund fehlender harter Füllpartikel, welche potenziell abrasiv auf Zahnschmelz wirken, wird der Antagonist durch das ungefüllte Material nur gering aufgeraut. Zudem können losgelöste Füllpartikel während des Verschleißprozesses selbst als Abrasivstoffe wirken. Die Spuren des Mikropflügens auf der Oberfläche von EXP sind ein Beispiel hierfür (Abbildung 19). Der Reibungskoeffizient zwischen Zahnschmelz und TEL ist womöglich geringer und verhält sich stabiler während des Verschleißprozesses zwischen diesen Reibungspartnern.

Obwohl bezüglich des Volumenverlusts keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Materialien TEL, EXP und VE gefunden wurden, ist es nicht überraschend, dass ihre Rangfolge, ermittelt durch das genaue Referenzmesssystem LSM, ihrer Rangfolge bezüglich dem Füllergehalt entspricht. Das Material mit dem niedrigsten Füllergehalt hat demnach den höchsten Volumenverlust, und das Material mit dem höchsten Füllergehalt den niedrigsten Volumenverlust.

Materialverschleiß bedingt auch eine Änderung der Oberflächenrauigkeit eines Materials. Hohe Glanzretention und niedrige Rauigkeit haben dabei einen positiven Effekt auf die Ästhetik einer Restauration [75, 76].

In der Vergangenheit konnte gezeigt werden, dass VE nach der Simulation von Zahnbürstenabrasion gute Oberflächenrauigkeitswerte (Ra) zeigt, was für seine hohe Verschleißbeständigkeit spricht. Gleichzeitig zeigte SH einen relativ starken Anstieg der Oberflächenrauigkeit (Ra) nach Zahnbürstensimulation. Obgleich Zahnbürsten- und Kausimulationen verschiedene zugrundeliegende Verschleißmechanismen haben, spiegeln diese Tendenzen die Ergebnisse dieser Studie bezüglich der Verschleißfestigkeit dieser Materialien wider [77].

6.2 Mikrotopographische Untersuchung

Die Hypothese, dass die mikrotopographische Untersuchung für alle geprüften Materialien dieselben Ergebnisse zeigt, muss abgelehnt werden.

Bei der mikrotopographischen Analyse der gealterten Oberflächen zeigten sich Unterschiede zwischen den getesteten Materialien. Hauptsächlich konnten Oberflächenermüdung und Abrasion als wirkende Verschleißmechanismen identifiziert werden, wenngleich auch andere mikroskopische Phänomene beobachtet werden konnten. EXP und VE, die Materialien mit dem höchsten Füllergehalt, zeigen einen hohen Grad an Oberflächenermüdung. Die typischen Verschleißerscheinungsformen, wie kleine Mulden mit rauhem Grund, transversale Oberflächenrisse sowie Mikrobrüche, sind erkennbar. VE zeigt außerdem eine zerrüttete Oberfläche mit großen Gruben und Riefen. Bei SH handelte es sich um Abrasion als hauptsächlichen Verschleißmechanismus. Die meist großen und tiefen Abrasionsfurchen zeugen von Mikropflügen mit plastischer Deformation der Randbereiche. Insgesamt erschien die Verschleißoberfläche relativ rau. EXP weist eine relativ glatte Oberfläche auf, welche Spuren von Mikropflügen, flache Mikrogrübchen und größere Risse aufweist.

Da ungefülltes PMMA relativ brüchig ist, zeigt TEL hauptsächlich tiefe Abrasionsspuren in Gleitrichtung sowie transversale Spalten, was für Oberflächenermüdung spricht.

6.3 Parameter der Kausimulation

Da mechanischer Verschleiß einen Grund für das Versagen von Restaurationen darstellt, sind die Verschleißigenschaften eines Materials von hoher Relevanz für dessen klinische Anwendung.

1 200 000 Kauzyklen in vitro können als Simulation von 5 Jahren in vivo angesehen werden [78].

Demzufolge simulieren die in dieser Studie angewendeten 400 000 Zyklen einen klinischen Zeitraum von ca. 20 Monaten. Da der Kauprozess jedoch von hochkomplexer Natur ist, können einzelne Parameter nur grob abgeschätzt werden [79].

Die in dieser Studie verwendeten Antagonisten verfügten über eine formkongruente, kuppelförmig präparierte Kontaktfläche. Der durchschnittliche Durchmesser der Höckerspitze eines menschlichen Molaren variiert in der Literatur. Unveröffentlichten Daten der Firma Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zufolge beträgt der durchschnittliche Radius 1,04 mm (frontales Segment of molar cusp) und 1,79 mm (sagittales Segment). Für diese Studie wurde ein Durchmesser von 3 mm gewählt [80]. 50 N wurde als simulierte Kaukraft gewählt, da dies als durchschnittliche

physiologische Kaukraft für Patienten ohne pathologische Konditionen, wie z.B. Bruxismus gilt [81].

Während des unilateralen Kauvorgangs finden nicht nur vertikale, sondern auch horizontale Bewegungen statt. Laterale Schließbewegungen führen dabei zu Gleitkontakten zwischen den Antagonisten [82]. Lateralbewegungen wurden in dieser Studie ebenfalls simuliert.

Da die Kausimulation unter Wasser erfolgte und die Prüfkörper 14 Tage vor Beginn der Simulation in destilliertem Wasser gelagert wurden, ist die Wasserabsorption ein relevanter Faktor welcher in dieser Studie beachtet werden muss. Eine hohe Wasserabsorption kann Einfluss auf die Schnittstelle zwischen organischer Matrix und disperser Phase haben, was zu einer hydrolytischen Zersetzung des Silans und Füllerpartikeln führen kann, und schlussendlich die Oberflächenhärte vermindert [73, 83]. Eine verminderte Härte kann einen negativen Einfluss auf die Verschleißeigenschaften eines Materials haben, speziell des 2-Körper-Verschleißes

Bezüglich Thermocycling wurde in der Vergangenheit gezeigt, dass das gleichzeitige Ausführen einer Kausimulation und Thermocycling zur Verminderung des Verschleißwiderstands einiger Komposite führen kann [84, 85]. Klinischer Verschleiß ist eine Kombination von 2- und 3-Körper-Verschleiß.

Wenn man die zahlreichen individuellen Faktoren betrachtet, welche zum klinischem Verschleiß als Ganzes beitragen, lassen sich in vitro Versuche nur begrenzt mit in vivo Versuchen vergleichen.

Gerade auch wenn man bedenkt, dass selbst minimale Veränderungen innerhalb eines Tribosystems den Verschleiß drastisch beeinflussen können. Dennoch erlauben in vitro Versuche es einen Vergleich zwischen Materialien zu ziehen und sie in eine Rangfolge zu setzen [24].

6.4 Quantifizierung des Volumenverlusts

Bei der Quantifizierung von dentalem Verschleiß hat sich in einer früheren Studie gezeigt, dass die Quantifizierung des Volumenverlusts mit der Quantifizierung des vertikalen Materialverlusts größtenteils übereinstimmt [80]. Heutige 3D Scanmethoden ermöglichen eine direkte Messung des Volumenverlusts, wodurch eine nur 1-dimensionale (Tiefe des Verschleißdefekts) oder 2-dimensionale (Fläche des Verschleißdefekts) Verschleißbestimmung überflüssig wird.

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass sich digitalisierte makrotopografische 3D-Scans des LSM und SDM im Volumenverlust unterscheiden. Dies hatte jedoch keinen Einfluss auf die statistischen Ergebnisse, welche die Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen bezüglich des Volumenverlusts beschreiben.

Bezüglich des Versuchs zur Ermittlung der geeignetsten Auflösung konnte die Hypothese, dass die SDM-Scans in allen Auflösungen (5 μm , 10 μm , 20 μm , 30 μm , 40 μm , 50 μm , 80 μm und 100 μm) zu identischen Schätzungen des Volumenverlusts kommen, statistisch nicht überprüft werden, da die Anzahl der Scans je Auflösung hierfür nicht ausreichte. Dennoch konnte eine höhere Replizierbarkeit der Schätzungen des Volumenverlusts bei höheren Auflösungen festgestellt werden. Eine Auflösung von 20 μm zeigte eine gute Zuverlässigkeit bei gleichzeitig akzeptablem Zeitaufwand. Dies war auch die Auflösung, welche in einer früheren Studie bevorzugt wurde [86].

Die Hypothese, dass eine Übereinstimmung bei der Volumenverlustquantifizierung der Scans vorhanden ist, welche durch zwei verschiedene Scanner erzeugt und durch unterschiedliche Software verarbeitet wurden, konnte durch die Bland-Altman-Analyse bewiesen werden. Auch eine Übereinstimmung der unterschiedlich ausgerichteten Scans (horizontal und vertikal) konnte dadurch aufgezeigt werden. Der Übereinstimmungsbereich zeigte kleine, praktisch nicht relevante Bereiche. Die ICC Intra class correlation coefficient -Werte zeigten eine größtenteils hohe “worst-case” Zuverlässigkeit der H/V Scans. Dies deutet darauf hin, dass die Fehler, welche durch Scangerät oder Volumenquantifizierungsmethode hervorgerufen werden, viel kleiner sind, als die Unterschiede zwischen den einzelnen Materialgruppen. Folglich scheinen die Schätzungen des Volumenverlusts robust zu sein. Die Quantifizierung der Zuverlässigkeit durch ICC war jedoch nur möglich, wenn mindestens zwei unabhängige Scans je Prüfkörper vorhanden waren.

Da nur ein digitalisierter LSM-Scan je Prüfkörper zur Verfügung stand, konnte keine detaillierte Analyse der Zuverlässigkeit der LSM-Scans durchgeführt werden. Eben so wenig konnte ein Vergleich zur Zuverlässigkeit der SDM-Scans bezogen auf die ICC angestellt werden. Demgegenüber ermöglichten zwei (horizontal und vertikal) SDM-Scans je Prüfkörper eine detaillierte Analyse der SDM-Scan Zuverlässigkeit. Obwohl die vertikalen und horizontalen SDM-Scans zur Demonstration der maximalen Diskrepanz erstellt wurden, war die errechnete „worst-case“-Zuverlässigkeit zufriedenstellend.

6.5 Vollautomatische geometrische Methode

Kleine Anpassungen der geometrischen Methode, entwickelt in einer vorangegangenen Studie [65], ermöglichten eine vollautomatische Quantifizierung des Volumenverlusts. Die Festlegung der ersten und 99. Perzentile als Cutoff-Werte der Referenzresiduen wurde in Anlehnung an eine vorherige Studie [86] vorgenommen. Die geometrische Methode wurde auf die Rohdaten der digitalisierten Scans angewendet, d.h. es fand keinerlei digitale Glättung der Scans statt.

Die automatische geometrische Methode konnte nicht auf die LSM-Scans angewendet werden, da die Scanfläche zwischen den Prüfkörpern variierte (Min=4,764 mm², Median=5,903 mm², Mittelwert=6,395 mm², Max.= 10,420 mm², es konnten keine Unterschiede zwischen den Testgruppen festgestellt werden p=0,080). Des Öfteren befand sich die Verschleißmulde in unmittelbarer Nähe zu mindestens einem Außenrand des Scanbereichs, was jegliche Positionierung der ROI(innen) erschwerte. Zusätzlich wurden aus diesem Grund neben SDM_GM_AUTO H/V noch LSM_GM_ADJ und SDM_GM_ADJ H/V erstellt. Dadurch sollte eine optimale Vergleichbarkeit der Schätzungen des Volumenverlusts zwischen LSM_LV und SDM_GM-driven gewährleistet werden.

Es wurde eine vollautomatische geometrische Methode zur Quantifizierung von Volumenverlust entwickelt. Die Übereinstimmung von SDM_GM_AUTO und SDM_GM_ADJ zeigt, dass die Einstellung von ROI(innen) sowie jegliche zusätzliche visuelle Scanverarbeitung irrelevant für die Quantifizierung des Volumenverlusts sind. Offenbar kann auf einen menschlichen Bediener verzichtet werden, solange der Scanbereich für alle Versuche gleichbleibend ist.

Die subjektive Festlegung von ROI(innen) bzw. von Referenzpunkten durch einen menschlichen Bediener verhindert die Reproduzierbarkeit der Quantifizierung des Volumenverlusts, da bei der menschlichen Bedienung viele Abwägungen miteinfließen. Dadurch wird dieser Schritt unkontrollierbar und nicht reproduzierbar. Außerdem sind gerade durch einen Menschen ausgeführte, sich wiederholende Arbeitsabläufe sehr fehleranfällig.

Die automatische geometrische Methode ist objektiv. Angewendet auf alle Prüfkörper einer Studie werden alle Scans gleichbehandelt. Die Methode ist reproduzierbar und replizierbar. Auch ist keine menschliche Komponente beteiligt.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass es bei der Quantifizierung von Volumenverlust ein großes Reduzierungspotenzial bzgl. menschlicher Arbeitszeit gibt, indem auf vollautomatische Quantifizierungsprozesse zurückgegriffen wird. Dieses Zeitersparnis kann potenziell zu einer Beschleunigung und Kostensenkung von werkstoffkundlichen Studien führen. Die vollautomatische geometrische Methode bietet einen einheitlichen, robusten, replizierbaren, verlässlichen und reproduzierbaren Ansatz zur Quantifizierung von Volumenverlust. Eine Anwendung dieser Methode

auf SDM-Scans ermöglicht eine Ermittlung relevanter Unterschiede zwischen dentalen Werkstoffen bei großer Zeitersparnis. Dieser Ansatz führt zu vergleichbaren Ergebnissen wie das LSM.

Die entwickelte automatische Methode kann dabei helfen, zügiger zu statistischer Evidenz zu gelangen, was letztendlich die Entwicklung neuer, besserer dentaler Werkstoffe unterstützen wird.

7 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde das qualitative sowie quantitative Abrasionsverhalten einer Hybridkeramik, eines ungefüllten PMMA-Werkstoffs sowie zweier Komposite getestet. Zusätzlich wurde ein optischer Laserscanner mit einem Referenzsystem verglichen, wobei verschiedene Auswertungsmethoden angewandt und gegenübergestellt wurden.

Die getesteten Materialien waren VITA Enamic (VE), Telio CAD (TEL), SHOFU Block HC (SH) sowie ein experimentelles Kompositmaterial (EXP). Je Material wurden 12 Prüfkörper getestet. Die Alterung der Prüfkörper fand in einem Kausimulator (CS-4, SD Mechatronik) bei 400 000 Kauzyklen und Thermolastwechsel statt. Der dadurch entstandene Volumenverlust der Materialien wurde durch einen optischen Laserscanner SDM (LAS-20, SD Mechatronik GmbH) sowie ein konfokales Laserscanning Mikroskop LSM (Keyence VK-X200, Keyence Corporation) gemessen, wobei für SDM die Prüfkörper sowohl in horizontaler als auch vertikaler Orientierung gescannt wurden, um etwaige optische Diskrepanzen zu berücksichtigen. Zusätzlich wurde eine Vorstudie zur Ermittlung der optimalen Scanauflösung des SDM bezüglich Scanzeit und Reproduzierbarkeit des Volumenverlusts durchgeführt.

Für SDM wurde der Volumenverlust durch die geometrische Methode (GM), sowohl mit manueller (ADJ) als auch mit automatischer Begrenzung der Verschleißmulde (AUTO) bestimmt. Für LSM wurde hierfür die VK Methode (VK) bzw. die geometrische Methode mit manueller Begrenzung angewendet. Die Ergebnisse dieser Methoden wurden miteinander verglichen. Zur qualitativen Begutachtung der Verschleißoberflächen wurde das LSM mit 50-facher Vergrößerung angewendet.

Es konnte gezeigt werden, dass SH einen signifikant höheren Volumenverlust aufwies als TEL, EXP und VE, welche sich untereinander nicht unterschieden. Die mikrotopographische Untersuchung zeigte unterschiedliche Ergebnisse abhängig vom getesteten Material. Hauptsächlich konnten Anzeichen von Oberflächenermüdung bei EXP und VE sowie Abrasion bei SH beobachtet werden. Bei TEL zeigten sich beide Verschleißarten. Bei der Digitalisierung mittels konfokalem Laserscanning Mikroskop (LSM) und optischen Laserscanner (SDM) zeigten sich zwar unterschiedliche Volumenverlustlevels, jedoch die selben Ergebnisse bezüglich der Unterschiede zwischen den getesteten Materialgruppen. Es zeigte sich auch eine exzellente Replizierbarkeit der horizontalen und vertikalen SDM Scans. Aufgrund zu kleiner Probengröße konnte keine Aussage darüber getroffen werden, ob SDM Scans in allen

verfügbaren Auflösungen (5 μm , 10 μm , 20 μm , 30 μm , 40 μm , 50 μm , 80 μm und 100 μm) zu identischen Volumenverlustschätzungen kommen.

Eine Übereinstimmung zwischen den Methoden VK und GM, sowie ADJ und AUTO bei der Volumenverlustquantifizierung konnte aufgezeigt werden. Dabei konnte eine automatische Methode zur Volumenverlustquantifizierung von flachen Prüfkörpern entwickelt werden. Voraussetzung hierfür ist eine gleichbleibende Scanfläche.

Durch das Aufzeigen der Übereinstimmung von SDM und LSM stellt der SDM eine anerkannte und kostengünstige Methode zur Volumenverlustbestimmung dar.

Zur Optimierung von Verschleißuntersuchungen bietet sich eine weitere Studie zur Ermittlung der optimalen SDM-Scanauflösung bezüglich Scanzeit und Reproduzierbarkeit des Volumenverlusts an, welche sich an dem in 5.1 beschriebenen Versuchsaufbau, jedoch bei größerer Probenanzahl, anlehnt. Zusammen mit der in dieser Studie entwickelten automatischen Methode zur Volumenverlustquantifizierung könnte dies erhebliche Zeitersparnis ermöglichen.

8 Literaturverzeichnis

- [1] van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2011;28:3-12.
- [2] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204:505-11.
- [3] Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*. 2014;93:1232-4.
- [4] Kois DE, Isvilanonda V, Chaiyabutr Y, Kois JC. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2013;25:110-22.
- [5] Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17:370-7.
- [6] Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Ortengren U, Niwano Y, et al. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *European Journal of Oral Sciences*. 2015;123:122-9.
- [7] Pospiech P. Materialien für die CAD/CAM-Technik: Die Qual der Wahl. *ZMK*. 2014:250-6.
- [8] Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dental Materials*. 2013;29:51-8.
- [9] Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Nanohybrid and microfilled hybrid versus conventional hybrid composite restorations: 5-year clinical wear performance. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16:181-90.
- [10] Dupriez ND, von Koeckritz AK, Kunzelmann KH. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied biomaterials*. 2015;103:925-34.
- [11] DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dental Materials*. 2006;22:702-11.
- [12] Deters L. Grundsätzliches zu Reibung und Verschleiß. *Magdeburger Wissenschaftsjournal*. 2004;1:16-26.
- [13] Horst Czichos K-HH. *Tribologie-Handbuch Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik*. Wiesbaden: Springer Vieweg. 2015.
- [14] Deters L, Fischer A, Santner E, Stolz U. *Verschleiß, Reibung Definitionen, Begriffe, Prüfung*. Gesellschaft für Tribologie; 2002.

- [15] Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie. Methoden im Tribolabor.
<http://www.dent.med.uni-muenchen.de/tribo/methoden/index.html> (abgerufen am 10.01.2017).
- [16] Mair LH. Wear in dentistry--current terminology. *Journal of Dentistry*. 1992;20:140-4.
- [17] Kunzelmann KH. Dentale Tribologie - Verschleiß in der Zahnmedizin. <http://www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzel/forschung/kausi-intro/verschleiss-introduction.html> (abgerufen am 10.01.2017).
- [18] Elmar Hellwig, Joachim Klimek, Thomas Attin. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Ärzteverlag. 2009.
- [19] Wetselaar P, Faris A, Lobbezoo F. A plea for the development of an universally accepted modular tooth wear evaluation system. *BMC Oral Health*. 2016;16:115.
- [20] Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *Journal of Dental Research*. 1997;76:1405-11.
- [21] Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011;39:217-25.
- [22] Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dental Materials*. 2011;28:52-71.
- [23] Hmaidouch R, Weigl P. Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. *International Journal of Oral Science*. 2013;5:183-90.
- [24] Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials*. 2012;28:961-73.
- [25] ISO Norm. Dental materials - Guidance on testing of wear Part 2: Wear by two- and/or three body contact. ISO/TS 14569-2:2001
- [26] American Society for Testing and Materials. Standard Test Method for Wear Testing with a Pin-on-Disk Apparatus. ASTM International. 2000;G99-17
- [27] Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*. 2006;22:712-34.
- [28] Gängler P, Hofmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 2010;56-63
- [29] Fischer J, Stawarczyk B. Zahnärztliche Werkstoffkunde: Universitätsklinikum Freiburg; 2009.
- [30] Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *European Journal of Orthodontics*. 1999;21:249-61.

- [31] Barclay CW, Spence D, Laird WR. Intra-oral temperatures during function. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32:886-94.
- [32] Die konfokale Laser Scanning Mikroskopie - Grundlagen. Carl Zeiss Jena GmbH
- [33] Lim K, Yap AU, Agarwalla SV, Tan KB, Rosa V. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24:447-52.
- [34] 3M ESPE. Technical Product Profile Filtek. 2010.
- [35] Nandini S. Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*. 2010;13:184-94.
- [36] Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dental Materials*. 2010;27:29-38.
- [37] Wissenschaftliche Produktinformation Grandio / Grandio-Flow. Voco GmbH. 2006.
- [38] Reinmüller B. Beschichtungsstoffe Begriffe aus DIN-Normen. Berlin: DIN Deutsches Institut für Normung. 2001;1
- [39] Manhart J, Chen HY, Hickel R. Three-year results of a randomized controlled clinical trial of the posterior composite QuiXfil in class I and II cavities. *Clinical Oral Investigations*. 2008;13:301-7.
- [40] Holmes BN, Mitra SB, Dong WU, Brian N. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134:1382-90.
- [41] Abiodun-Solanke I, Ajayi D, Arigbede A. Nanotechnology and its Application in Dentistry. *Annals of Medical Health Sciences Research*. 2014; 171-7.
- [42] Ilie N, Stawarczyk B. Bulk-Fill-Komposite: neue Entwicklungen oder doch herkömmliche Komposite? https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/bulk-fill-komposite-neue-entwicklungen-oder-doch-herkoemmliche-komposite__1010.html. (abgerufen am 10.01.2017).
- [43] Ilie N, Stawarczyk B. Evaluation of modern bioactive restoratives for bulk-fill placement. *Journal of Dentistry*. 2016;49:46–53.
- [44] Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dental Materials*. 2000;16:244-7.
- [45] Reis KR, Bonfante G, Pegoraro LF. In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth. *Journal of Applied Oral Science*. 2008;16:176-80.
- [46] Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *Journal of Long-term Effects of Medical Implants*. 2006;15:629-39.
- [47] Choksi RH, Mody PV. Flexural properties and impact strength of denture base resins reinforced with micronized glass flakes. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2016;16:264-70.

- [48] Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hammerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16:1669-77.
- [49] Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109:325–32.
- [50] Ficnar T, Repges H. Können sich vollkeramische Restaurationen mit dem „Goldstandard“ messen lassen? *ZMK*. 2016;28:274-83
- [51] Friedl K-H. Kleben oder nicht kleben? Der richtige Umgang mit vollkeramischen Restaurationen. *ZMK*. 2013;6:358-68
- [52] 3M ESPE. Lava Esthetic Zirkonia Broschüre für Labore. St. Paul, USA. 2016.
- [53] 3M ESPE. Datenblatt "Einfärben von Lava Plus hochtransluzentem Zirkoniumoxid". St. Paul, USA. 2012.
- [54] KurarayNoritake. Datenblatt Katana Zirkonia. Miyoshi, Japan. 2016.
- [55] Horvath S, Spitznagel F, Gierthmühlen P. Hybridmaterialien: Indikation und Bewährung. *Zahnärztliche Mitteilungen*. 2016;10.
- [56] VITA Zahnfabrik. Datenblatt VITA Enamic Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation. Bad Säckingen. 2016.
- [57] Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*. 2013;29:419-26.
- [58] Simsek H, Derelioglu S. In Vitro Comparative Analysis of Fracture Resistance in Inlay Restoration Prepared with CAD-CAM and Different Systems in the Primary Teeth. *BioMed Research International*. 2016;2016:4292761.
- [59] Ivoclar Vivadent. Telio CAD Wissenschaftliche Dokumentation. Schaan, Liechtenstein. 2010
- [60] Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials*. 2015;34:881-7.
- [61] Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015;55:1-11.
- [62] El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials*. 2016;32:1352-61.

- [63] Der neue Oberflächenscanner LAS-20 Produktbroschüre. SD Mechatronik GmbH. Feldkirchen-Westerham.
- [64] Produktbroschüre Konfokales 3D Laserscanning-Mikroskop VK-X250/X150/X120 Keyence Corporation. Osaka, Japan. 2015.
- [65] Stoeckl C, Hampe Rd, Stawarczyk B, Haerst M, Roos M. An enhanced macro- and micro-topographical examination and quantification of CAD/CAM resin composite two- and three-body-wear in dental applications. *Journal of Prosthetic Dentistry* (submitted). 2017.
- [66] R Foundation for Statistical Computing. A Language and Environment for Statistical Computing. R Foundation for Statistical Computing. Wien. 2010.
- [67] Altman DG. *Practical Statistics for Medical Research*. 1. ed: Chapman and Hall/ CRC. 1991.
- [68] Lesaffre Emmanuel JF, Brian Leroux, Dominique Declerck. *Statistical and Methodological Aspects of Oral Health Research*. 1. ed: John Wiley & Sons. 2009.
- [69] Armitage P, Berry G, Matthews JNS. *Statistical Methods in Medical Research*. 2008.
- [70] Barthlett, Frost. Reliability, Repeatability and Reproducibility: Analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*. 2008;31:466-75.
- [71] Bland M. *An introduction to medical statistics*. 4. ed: Oxford University Press. 2015.
- [72] Stata/IC. 13.1 for Mac OS X. StataCorp, 4905 Lakeway Drive, College Station, Texas 77845 USA Copyright 1985-2013.
- [73] Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115:321–8.e2.
- [74] Abdullah AO, Tsi trou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24:258-63.
- [75] Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;20:113-25.
- [76] Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research*. 2006;17 Suppl 2:68-81.
- [77] Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dental Materials*. 2016;35:225-32.
- [78] Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dental Materials*. 2008;25:348-52.

- [79] Sajewicz E, Kulesza Z. A new tribometer for friction and wear studies of dental materials and hard tooth tissues. *Tribology International*. 2007;40:885–95.
- [80] Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dental Materials*. 2005;21:304-17.
- [81] Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981;46:443-9.
- [82] Gibbs CH, Lundeen HC, Mahan PE, Fujimoto J. Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981;46:308-22.
- [83] Cilli R, Pereira JC, Prakki A. Properties of dental resins submitted to pH catalysed hydrolysis. *Journal of Dentistry*. 2012;40:1144-50.
- [84] Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y. How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. *Journal of the American Dental Association*. 1994;125:1467-72.
- [85] Chadwick RG. Thermocycling — the effects upon the compressive strength and abrasion resistance of three composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1994;21:533-43.
- [86] Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of Dental Research*. 1997.

9 Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt Frau PD Dr. rer. hum. biol. habil. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk für die Überlassung des Themas, die sehr freundliche Unterstützung beim Durchführen der Arbeit und das stets offene Ohr bei allen Fragen.

Auch besonderer Dank gilt Herrn Dipl. Ing. (FH) Rüdiger Hampe, M.Sc. der mir während meiner gesamten Arbeit in allen Belangen stets helfend zur Seite stand und mich großartig unterstützte.

Frau PD Dr. phil. Malgorzata Roos danke ich sehr herzlich für die unermüdliche Unterstützung beim Erstellen des statistischen Teils der Dissertation.

Frau Marlies Eichberger danke ich für die Unterstützung bei der Durchführung der praktischen Arbeiten im Labor.

Herrn Dipl. Ing. (FH) Björn Theelke danke ich für die gute Zusammenarbeit und Ermöglichung der LSM-Scans.

Auch danke ich der gesamten Abteilung für Werkstoffkunde der Poliklinik für Zahnärztlichen Prothetik der LMU für die stets freundliche Hilfe und sehr kollegiale Zusammenarbeit während der gesamten Zeit.

Zuletzt danke ich ganz besonders meinen Eltern und meiner Schwester für all die Unterstützung und den Rückhalt während meiner Studienzeit.

Eidesstattliche Versicherung

Grau, Alexander

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Abrasionsbeständigkeit verschiedener CAD/CAM-Materialien sowie die
Zuverlässigkeit der Volumenverlustquantifizierung**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Augsburg, 25.07.2018

Ort, Datum

Alexander Grau

Unterschrift Doktorand